

**Vergleichende Darstellung des Nervus intermediofacialis und
seiner Abgänge**

-

Fortschritte in der Bildgebung durch 3Tesla MRT

Dissertation

zur Erlangung des akademischen Grades

Doctor medicinae (Dr. med.)

vorgelegt dem Rat der Medizinischen Fakultät
der Friedrich-Schiller-Universität Jena

von Franziska Hause

geboren am 09.03.1983 in Hohenmölsen

Gutachter

- 1. Prof. Dr. H.-J. Mentzel, Jena**
- 2. Prof. Dr. O. Guntinas-Lichius, Jena**
- 3. PD Dr. J. Böttcher, Gera**

Tag der öffentlichen Verteidigung: 04. Juli 2011

Abkürzungsverzeichnis

A.	Arteria
Abb.	Abbildung
CISS	Constructive Interference in Steady State
CT	Computertomographie
DESS	Double Echo Steady State
FLASH	Fast Low Angle Shot
FISP	Fast Imaging with Steady Precession
FoV	Field of View (Bildfeld/ Gesichtsfeld)
For.	Foramen
HF	Hochfeld
GG	Ganglion geniculi
Gl.	Glandula
Gll.	Glandulae
GRE	Gradientenecho
M.	Musculus
MPR	multiplanare Rekonstruktion
MR	Magnetresonanz
MRI	Magnetic Resonance Imaging
MRT	Magnetresonanztomographie
MSCT	Mehrschicht-Spiral-Computertomographie
N.	Nervus, Nerv
PACS	Picture Archiving and Communication System
PSIF	Precision Study with Imaging Fast
p-Wert	Signifikanzschwelle
R.	Ramus
ROI	Region of interest
SAR	Spezifische Absorptionsrate
SE	Spinecho
SNR	Signal-to-noise, Signal-zu-Rausch
SPACE	Sampling Perfection with Application-optimized Contrasts using different flip-angle Evolutions
SPSS	Statistical Package for the Social Sciences

T	Tesla
T1	Longitudinale Relaxationszeit
T1w /T2w	T1- bzw. T2-gewichtet
T2	Transversale Relaxationszeit
TE	Echozeit
TR	Repetitionszeit
TSE	Turbo-Spin-Echo-Sequenz
Z.n.	Zustand nach

Inhaltsverzeichnis:

Abkürzungsverzeichnis.....	2
Inhaltsverzeichnis.....	4
1. Zusammenfassung.....	7
2. Einleitung.....	9
2.1 Der Nervus intermediofacialis.....	9
2.1.1 Kerngebiete.....	9
2.1.2 Verlauf.....	10
2.1.3 Nervenäste und entsprechende Versorgungsgebiete.....	11
2.2 Krankheitsbild Facialisparesie.....	14
2.2.1 Zentrale Facialisparesie.....	14
2.2.2 Periphere Facialisparesie.....	14
2.2.3 Idiopathische Facialisparesie.....	15
2.2.4 Weitere Ursachen der peripheren Facialisparesie.....	15
2.2.5 Diagnostik der Facialisparesie.....	18
2.3 Bildgebung des Os temporale.....	19
2.4 Magnetresonanztomographie.....	23
2.4.1 Feldstärke und Signal-zu-Rausch-Verhältnis.....	23
2.4.2 Relaxationszeiten.....	24
2.4.3 Verbesserungsmöglichkeiten der Bildgebung.....	24
2.4.4 Suszeptibilität.....	24
2.4.5 Dielektrische Resonanzeffekte.....	25
2.4.6 Spezifische Absorptionsrate (SAR).....	25
3. Zielstellung.....	27
4. Material und Methoden.....	28
4.1 Material.....	28
4.1.1 Probandenkollektiv.....	28
4.1.2 MR-Tomograph und Spulensysteme.....	28

4.1.3	Untersuchungsablauf.....	30
4.1.4	Messprotokoll.....	31
4.2	Methoden.....	35
4.2.1	Datenanalyse der SNR-Verhältnisse.....	35
4.2.2	Datenanalyse der Abgrenzung des Nervus intermediofacialis und seiner Abgänge.....	36
4.3	Statistische Auswertungen.....	38
4.3.1	Statistische Auswertung der SNR-Verhältnisse.....	38
4.3.2	Statistische Auswertung der Abgrenzung des Nervus intermediofacialis und seiner Abgänge.....	39
5.	Ergebnisse.....	40
5.1	SNR.....	40
5.1.1	SNR-Verhältnisse im Bereich des Ganglion geniculi.....	40
5.1.2	SNR-Verhältnisse im Bereich des Hirnstammes.....	42
5.2	Ergebnisse zur Abgrenzbarkeit des Nervus intermediofacialis und seiner Abgänge.....	45
5.2.1	Ergebnisse der T1-Wichtungen.....	47
5.2.2	Ergebnisse der T2-Wichtungen.....	52
5.3	Analyse ausgewählter Abgänge.....	57
5.3.1	Ausgewählte Abgänge in den T1w Sequenzen.....	57
5.3.2	Ausgewählte Abgänge in den T2w Sequenzen.....	59
6.	Diskussion.....	61
6.1	Rolle und Stellenwert der MRT in der Facialisbildung.....	61
6.2	Spulensysteme.....	62
6.3	Sequenzen.....	63
6.4	Vergleich SNR in Abhängigkeit von Feldstärke, Spule und Sequenz.....	66
6.5	Vergleich der Abgrenzbarkeit des Nervus intermediofacialis und seiner Abgänge in Abhängigkeit von Feldstärke, Spule und Sequenz.....	68
6.6	Statistischer Vergleich zur Darstellbarkeit.....	70

6.7	Artefakte.....	72
6.8	Limitationen der vorliegenden Arbeit.....	74
7.	Schlussfolgerung und Ausblick.....	76
8.	Literaturverzeichnis.....	78
	Danksagung.....	84
	Lebenslauf.....	85
	Ehrenwörtliche Erklärung.....	86

1. Zusammenfassung

Für die Darstellung der Schläfenbeinregion hat sich die Magnetresonanztomographie (MRT) in den letzten Jahren als hochsensitives und sehr aufschlussreiches Verfahren erwiesen. In vielen Studien konnte eine hohe diagnostische Sicherheit dieses nicht invasiven Verfahrens nachgewiesen werden. In dieser Arbeit wurde die Qualität der MRT-Bildgebung des Schläfenbeines anhand unterschiedlicher Feldstärken, Sequenzen und Spulensysteme zur Darstellbarkeit des Nervus (N.) intermediofacialis und seiner wichtigsten anatomischen Punkte verglichen. Auch wurde die Bildqualität anhand der Signal-zu-Rausch (SNR)-Werte in den jeweiligen Versuchsanordnungen untersucht.

In der vorliegenden Studie wurde bei 20 gesunden Probanden eine T1- und T2-gewichtete (w) Untersuchung des Schläfenbeines an einem 1,5Tesla (T) MRT (Magnetom Vision Plus Siemens, Erlangen) und 3T MRT (Magnetom TIM Trio Siemens, Erlangen) durchgeführt. Die Messungen erfolgten bei 3T mit einer 12-Kanal-Empfangs-Kopfspule und einer multifunktionellen 8-Kanal-Empfangs-Oberflächenspule sowie am 1,5T MRT mit einer 1-Kanal-CP-Sende-Empfangs-Kopfspule. Für die Schläfenbeindarstellung wurde für die T1-Wichtung die sich bereits bei anderen Studien bewährte Fast Low Angle Shot (FLASH)-3D-Sequenz verwendet. Währenddessen kam für die T2w Datensätze am 3T MRT eine völlig neu eingesetzte Sampling Perfection with Application-optimized Contrasts using different flip-angle Evolutions (SPACE)-3D-Sequenz und für die Bildgebung am 1,5T MRT eine eher selten bei dieser Fragestellung verwendete Double Echo Steady State (DESS)-3D Sequenz zum Einsatz. Es wurden insgesamt 14 topodiagnostisch relevante anatomische Strukturen des N. intermediofacialis in Bezug auf ihre Abgrenzbarkeit statistisch evaluiert. Weiterhin erfolgte in allen Versuchsanordnungen im Bereich des Ganglion geniculi (GG) und des Hirnstammes eine Messung der SNR-Verhältnisse, um die Verbesserung der Bildgebung mittels 3T MRT zu überprüfen und deren Ergebnisse zwischen den verwendeten Spulensystemen zu vergleichen.

Die Ergebnisse unserer Studie zeigten, dass der Verlauf des Hauptstammes des N. intermediofacialis bei allen Untersuchungen dargestellt werden konnte. Die Aufnahmen mit der detailliertesten Darstellung und besten Abgrenzbarkeit der Strukturen wurden in den T1w Sequenzen am 3T MRT mittels der Kopfspule erreicht. Innerhalb der T1w Datensätze ist die 3T Kopfspule in der Mehrheit der untersuchten Strukturen sowohl der 3T Oberflächenspule als auch der 1,5T Kopfspule überlegen. Im Weiteren ergaben sich für die Darstellbarkeit der

Abgänge die besseren Ergebnisse für die 3T Oberflächenspule im Vergleich zur 1,5T Kopfspule. Eine ähnliche Tendenz zeigten die Ergebnisse der T2-Wichtung, wiesen aber insgesamt eine wesentlich verminderte Abgrenzbarkeit der Strukturen im Vergleich zu den T1w Datensätzen auf. Die 3T Kopfspule ermöglichte zwar noch die beste Abgrenzbarkeit, dennoch war in den weiter peripher liegenden Regionen eine Überlegenheit der 3T Oberflächenspule und 1,5T Kopfspule zu verzeichnen.

Des Weiteren gelang erstmals die sichere Abgrenzbarkeit der kleinsten Abgänge des N. intermediofacialis mittels 3T MRT. In den T1w Sequenzen konnten der N. petrosus minor, der N. stapedius und die Chorda tympani in den Datensätzen der 3T Kopfspule hochsignifikant ($p < 0,001$) besser abgegrenzt werden als in den Aufnahmen der 1,5T Kopfspule.

Die Analyse der SNR-Messergebnisse anhand des Wilcoxon-Tests zeigte für den Bereich des GG in den T1w Sequenzen sowohl eine signifikante Überlegenheit ($p < 0,001$) der 3T Kopfspule gegenüber der 3T Oberflächenspule wie auch der 1,5T Kopfspule. Ebenso ergab sich eine signifikante Überlegenheit ($p < 0,001$) der 3T Oberflächenspule gegenüber der 1,5T Kopfspule. Für die T2w Sequenzen wurden ähnliche Ergebnisse ermittelt, jedoch zeigte sich beim Vergleich zwischen Kopfspule und Oberflächenspule am 3T MRT kein signifikanter Unterschied. Für den Bereich des Hirnstammes konnte sowohl für die T1w wie auch für die T2w Sequenzen eine signifikante Überlegenheit ($p < 0,001$) der 3T Kopfspule im Vergleich zur 3T Oberflächenspule und zur 1,5T Kopfspule festgestellt werden. Die 3T Oberflächenspule war in dieser Region lediglich innerhalb der T2w Sequenzen der 1,5T Kopfspule signifikant ($p < 0,001$) überlegen.

Die Anwendung der neuen 3T Technik ermöglicht eine gesteigerte Bildauflösung und Detailgenauigkeit in der Darstellung des N. intermediofacialis und seiner Abgänge. Die Erhöhung der Feldstärke ist mit einem signifikanten Anstieg der SNR-Verhältnisse verbunden. Durch Verwendung entsprechender Technik wie Spulensysteme und Sequenzmodifikationen wurde ein gleichzeitiger Anstieg störender Suszeptibilitätsartefakte verhindert. Die Darstellung der Schläfenbeinregion durch 3T MRT ermöglicht deutliche Fortschritte in der Bildgebung und ist mit einer höheren diagnostischen Sicherheit verbunden, die vor allem in der Neurologie und in der HNO bei präoperativer Planung von großer Bedeutung ist.

2. Einleitung

2.1 Der Nervus intermediofacialis

Der N. intermediofacialis (lat.: Gesichtsnerv) ist der VII. Hirnnerv und wird embryologisch dem zweiten Schlundbogen zugeordnet. Es ist ein gemischter Nerv mit sensorischen, motorischen und parasympathischen Anteilen. Der Nerv ist zweigeteilt in den N. facialis und in den N. intermedius (Bisdas et al. 2009). Der N. intermedius wird aufgrund seiner Lage zwischen dem N. facialis (N. VII) und dem N. vestibulocochlearis (N. VIII) so genannt. Der N. VII ist ein rein viszeromotorischer Nerv, während der N. intermedius die sensorischen und parasympathischen Faseranteile enthält. Beide vereinigen sich im inneren Gehörgang zum N. intermediofacialis. Der N. intermediofacialis innerviert durch seine motorischen Äste die mimische Gesichtsmuskulatur und durch seine sekretorisch parasympathischen Fasern die Tränendrüse (Glandula (Gl.) lacrimalis), die Nasendrüsen (Glandulae (Gll.) nasales) und die Drüsen des Gaumens (Gll. palatinae) sowie die Speicheldrüsen (Gl. submandibularis, Gl. sublingualis). Er leitet Afferenzen der sensorischen Fasern für das Schmeckempfinden der ventralen zwei Drittel der Zunge. Der Nerv besitzt ebenso einen efferenten Schenkel, zu welchem die Fasern des N. stapedius gehören. Diese dienen der Feinregulation des Gehörs (Neuhuber 2004). Seinen drei Leitungskategorien entsprechend hat der N. intermediofacialis drei Hirnnervenkerne, den Nucleus motorius nervi facialis, den Nucleus salivatorius superior und den Nucleus tractus solitarii (Nayak 2001).

2.1.1 Kerngebiete

Die motorischen Kerne des N. facialis liegen im kaudalen Bereich des Pons im Nucleus motorius nervi facialis. Die zentrale Wurzel des Nervs zieht vom Pons aus in dorsomedialer Richtung und umläuft anschließend den N. abducens in Form einer Haarnadelkurve, die auch als inneres Facialisknie bezeichnet wird. Die parasympathischen Hirnnervenkerne des N. intermedius befinden sich im Nucleus salivatorius superior. Die sensorischen Fasern entstammen ursprünglich den pseudo-unipolaren Zellen des GG und werden zum Nucleus tractus solitarii weitergeleitet (Chusid 1978). Der N. facialis und der N. intermedius verlassen den Hirnstamm im Kleinhirnbrückenwinkel. Der N. intermedius verläuft entweder zwischen den N. facialis und N. vestibulocochlearis oder ist in der Mehrheit der Fälle den N. vestibulocochlearis angelagert und verlässt diesen erst im weiteren Verlauf (Rhoton et al. 1968, Tschabitscher und Hocker 1991, Rhoton 2000a, Oh et al. 2003).

Im seinen Verlauf entsendet der N. intermediofacialis einige Wurzelfasern an den N. vestibulocochlearis. Selbst erhält der N. intermediofacialis Wurzelfasern in unterschiedlicher Anzahl und Verteilung vom N. facialis (Ozdogmus et al. 2004). Anschließend ziehen vom Kleinhirnbrückenwinkel aus die Nervenanteile von N. facialis und N. intermedius gemeinsam mit dem N. vestibulocochlearis in das Os temporale (Teresi et al. 1987, Borges 2005).

2.1.2 Verlauf

Innerhalb des Os temporale verlaufen der N. facialis und der N. intermedius gemeinsam im Canalis nervi facialis, welcher aus drei Abschnitten besteht: dem labyrinthären, dem tympanalen und dem mastoidalen Teil (May und Schaitkin 2000). Zu Beginn des ersten, labyrinthären Abschnittes verlaufen die Nerven noch getrennt voneinander senkrecht zur Achse der Pars petrosa. Während des weiteren Verlaufes vereinigen sich die beiden Nerven zu einem Hauptstamm und biegen fast rechtwinklig nach dorsal lateral um. Diese Stelle wird als äußeres Facialisknie bezeichnet und beherbergt das GG, in welchem die sensiblen und sensorischen pseudounipolaren Nervenzellkörper des N. intermedius liegen. Der Canalis nervi facialis führt im tympanalen Teil die Nervenfasern in einem Bogen nach dorsal und verläuft in der hinteren Wand der Paukenhöhle. Der Nerv zieht im mastoidalen und längsten Abschnitt nach kaudal zur Schädelbasis und verlässt diese durch das Foramen (For.) stylomastoideum (Jäger und Reiser 2001, Borges 2005, Schiebler 2005).

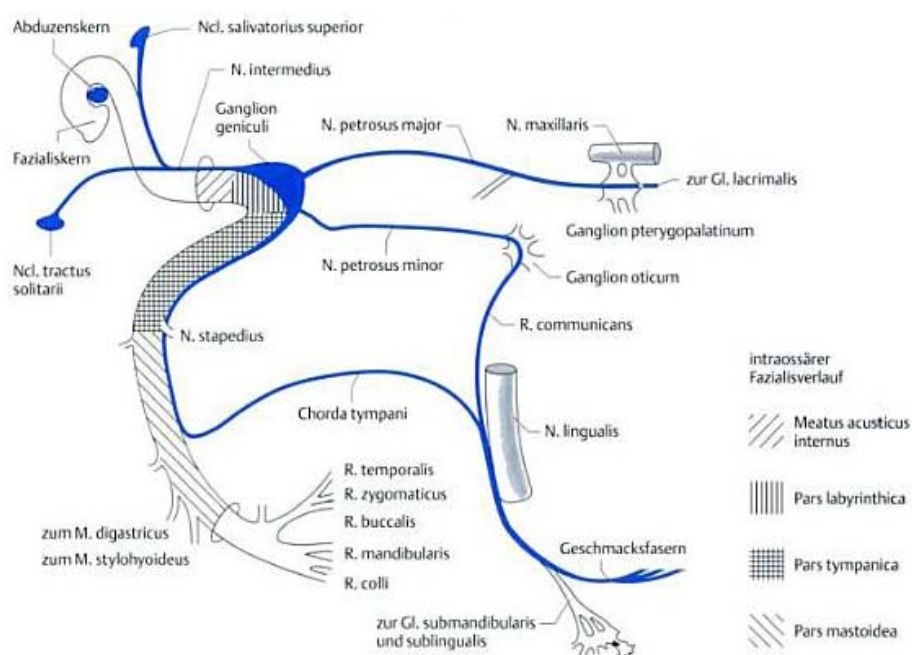


Abb. 1:
peripherer Verlauf des N. facialis und seine Verbindungen (nach May 1986)
aus (Glocker und Hopf 2006)

2.1.3 Nervenäste und entsprechende Versorgungsgebiete

Innerhalb des Verlaufes im Canalis facialis durch das Schläfenbein gehen vier Äste vom N. intermediofacialis ab (Abbildung [Abb.] 1):

1. An der Spitze des äußeren Facialisknies verlassen die präganglionären parasympathischen Fasern als N. petrosus major den Hauptstamm. Die Nervenfasern ziehen durch den Hiatus canalis nervi petrosi majoris und verlaufen unter der Dura der mittleren Schädelgrube zum For. lacerum (Tubbs et al. 2009). An der Vorderwand des For. lacerum tritt der N. petrosus major in den Canalis pterygoideus ein. Hier vereinigt er sich mit den sympathischen Fasern des N. petrosus profundus aus dem Plexus caroticus internus zum N. canalis pterygoidei (N. vidianus). Die Fasern enden in der Fossa pterygopalatina im Ganglion pterygopalatinum, wo die Umschaltung auf postganglionäre Neurone erfolgt. Äste, die aus dem Ganglion pterygopalatinum austreten, dienen der Innervation der Tränendrüse (über N. zygomaticus, N. zygomaticofacialis, Ramus (R.) communicans cum nervo lacrimali), der Nasendrüsen (über die Rami nasales posteriores superiores laterales et mediales und die Rami nasales posteriores inferiores) und der Gaumendrüsen (über N. nasopalatinus, N. palatinus major, Nervi palatini minores) (Leblanc 1992, Tubbs et al. 2009).

2. Der N. petrosus minor entspringt in Höhe des GG. Die Nervenfasern anastomosieren mit dem Plexus tympanicus, der aus dem N. tympanicus abgeht und aus dem N. glossopharyngeus (IX Hirnnerv) stammt (Jacobson-Anastomose) (Kakizawa et al. 2007). Anschließend zieht der N. petrosus minor durch den Hiatus canalis nervi petrosi minoris zurück in die Schädelhöhle und läuft unter der Dura zum For. lacerum, um dann das Schädelinnere erneut zu verlassen und in der Fossa infratemporalis wieder zu erscheinen, wo er im Ganglion oticum endet. Die postganglionären parasympathischen Fasern innervieren die Gl. parotidea (Tubbs et al. 2009).

3. Der N. stapedius geht als motorischer Ast im absteigenden Teil des Facialiskanals in der hinteren Paukenhöhle ab (Cooper et al. 1987). Der Nerv versorgt den Musculus (M.) stapedius und hat somit eine Funktion für die Schalldämpfung in der Auris media.

4. Kurz bevor der Hauptstamm den Canalis facialis verlässt, zweigt die Chorda tympani ab. Sie führt überwiegend parasympathische und sensorische Fasern. Sie durchzieht in einer Schleimhautfalte die posteriore Paukenhöhle, verläuft dann zwischen Hammer und Amboss, um anschließend in die Fissura petrotympanica einzutreten (Bartsch et al. 1991). Die Fissura petrotympanica wird häufig als Glaser'sche-Spalte deklariert. Die Chorda tympani verlässt die Schädelbasis und schließt sich den Fasern des N. lingualis an. Die Geschmacksfasern gelangen mit dem N. lingualis zu den vorderen zwei Dritteln der Zunge. Die präganglionären sekretorischen Fasern zweigen zum größten Teil wieder vom N. lingualis ab und verlaufen zum Ganglion submandibulare, in dem sie umgeschaltet werden. Die postganglionären Fasern ziehen zu den Gll. submandibulares und sublinguales sowie zu den kleineren akzessorischen Zungendrüsen (Borges 2005, Jäger 2005).

Nach dem Austritt aus dem For. stylomastoideum gibt der N. facialis noch weitere Äste ab:

1. Der N. auricularis posterior zweigt nach hinten ab zum Venter occipitalis des M. occipitofrontalis und zu Muskeln und Haut der Ohrmuschel. Er verbindet sich mit den Rami auriculares des N. vagus (X).
2. Anschließend erfolgt der Abgang des R. digastricus, dessen motorische Fasern den Venter posterior des M. digastricus versorgen.
3. Auf gleicher Höhe geht häufig ein weiteres Nervenbündel ab, welches den R. stylohyoideus bildet, der den M. stylohyoideus innerviert (Dailiana et al. 1997). Oftmals gehen der R. digastricus und der R. stylohyoideus gemeinsam aus dem N. facialis hervor und zweigen sich erst im weiteren Verlauf auf.
4. Die Endäste des Facialis beinhalten die viszeroefferenten (branchomotorischen) Fasern und bilden in der Gl. parotidea den Plexus parotideus. Die einzelnen Äste des Plexus treten fächerförmig aus dem Vorderrand der Ohrspeicheldrüse aus und innervieren die einzelnen Teile der mimischen Muskulatur (Abb. 2).

- Die Rami temporales versorgen den Venter frontalis des M. occipitofrontalis und so die mimischen Muskeln im Bereich der Schläfe, Stirn und Augenlider.
- Die Muskulatur über dem Jochbein und am Unterlid wird durch die Rami zygomatici innerviert. Sie versorgen den M. orbicularis oculi und sind somit für das Augenschließen verantwortlich und für die Einbindung des N. facialis in den Korneal- und Blinzelreflex. Die Mm. zygomaticus major et minor sind für das Heben des Mundwinkels verantwortlich, während der M. levator labii superioris alaeque nasi das Naserümpfen steuert.
- Die Rami buccales innervieren den M. orbicularis oris (Mundspitzen) und den M. levator anguli oris (Zähnezeigen) (Rhoton 2000b).
- Der R. marginalis mandibulae ist für die Versorgung des M. depressor anguli oris und des M. depressor labii inferioris zuständig.
- Der R. colli ist der am weitesten kaudal gelegene Ast des N. facialis und bildet mit einem Ast des N. transversus colli eine Anastomose über die das Platysma versorgt wird (Neuhuber 2004, Schiebler 2005).

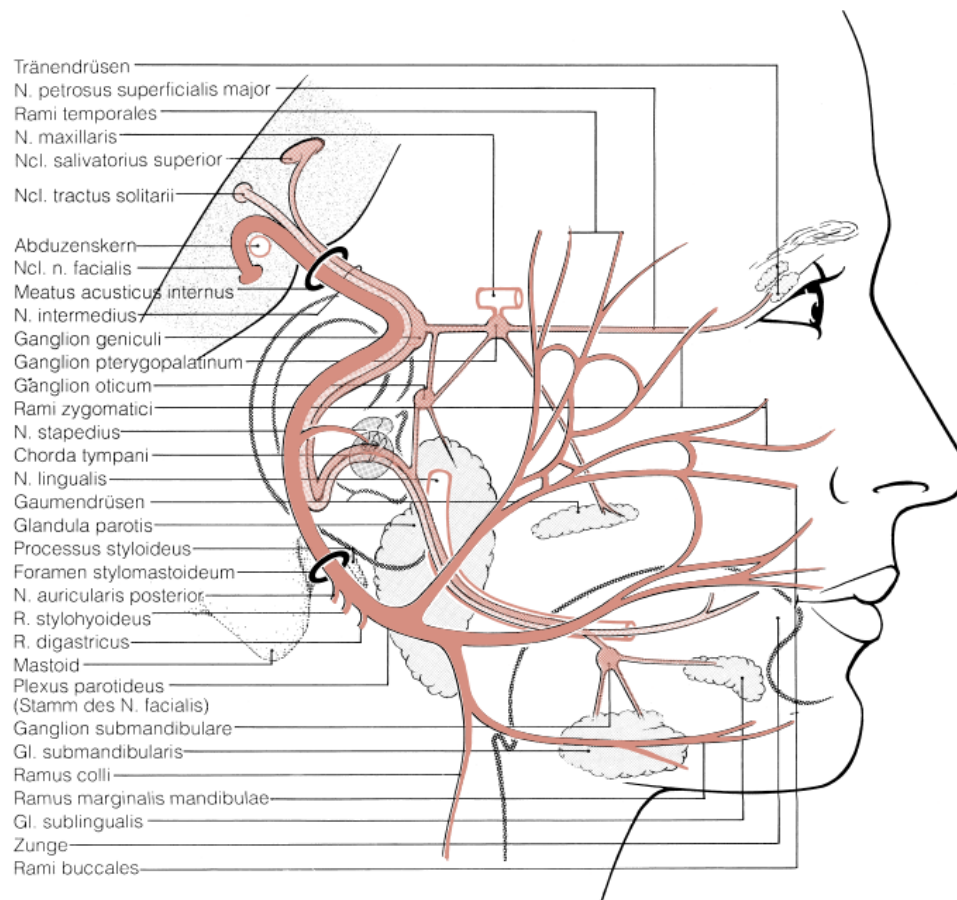


Abb. 2:
N. facialis (VII) aus (Berghaus 1996)

2.2 Krankheitsbild Facialisparesie

2.2.1 Zentrale Facialisparesie

Die Facialislähmung stellt die häufigste Hirnnervenlähmung dar. Es werden die periphere und die zentrale Facialisparesie unterschieden. Bei der zentralen Facialislähmung liegt die Läsion supranukleär (Guntinas-Lichius und Sittel 2004) im Gyrus praecentralis, der für die motorische Innervation der Gesichtsmuskulatur zuständig ist oder im Bereich der kortikopontinen Fasern. Die Bezeichnung zentrale Facialisparesie bezieht sich auf eine supranukleäre Funktionsstörung distaler Muskelgruppen, jedoch nicht auf eine zentrale Läsion peripherer Nerven. In der klinischen Symptomatik besteht eine Paresie der kontralateralen mimischen Muskulatur ohne Beteiligung des Stirnastes (Disbro et al. 1985). Im Unterschied zur peripheren Facialisparesie können die Stirn gerunzelt und die Augen zusammengekniffen werden. Dies ist darauf zurückzuführen, dass der Anteil, der die Stirn- und Lidmuskulatur versorgt, Fasern aus dem motorischen Kortex beider Hemisphären erhält. So kann ein einseitiger Ausfall kompensiert werden. Der kaudale Anteil des Facialiskerns wird jedoch nur von der kontralateralen Hemisphäre versorgt, woraus bei entsprechender Schädigung eine Lähmung der unteren Gesichtshälfte resultiert. Bei diesem Krankheitsbild treten häufig weitere motorische Paresen anderer Körperteile auf, die nicht vom Facialis innerviert werden. Die häufigsten Ursachen für diese Schädigung sind ischämische oder hämorrhagische Hirninfarkte, die Multiple Sklerose, Hirntumore oder Metastasen (Berghaus 1996).

2.2.2 Periphere Facialisparesie

Bei der peripheren Lähmung handelt es sich um eine Schädigung des N. intermediofacialis, die in seinem gesamten Verlauf auftreten kann, d. h. von seinem Austritt aus dem Hirnstamm bis zu seiner Aufteilung in der Peripherie. Das klinische Bild variiert in Abhängigkeit vom Läsionsort:

- Liegt die Läsion in Höhe des For. stylomastoideum, ist eine motorische Paresie der gesamten Gesichtsmuskulatur typisch. Ein Stirnrunzeln ist somit nicht möglich, das Auge kann nicht geschlossen werden und der Mundwinkel hängt herab. Bei weiter peripher gelegenen Schädigungen können auch nur einzelne Äste betroffen sein.

- Erfolgt die Schädigung proximal des For. stylomastoideum, kommen je nach Mitbefall der betroffenen Äste folgende Symptome hinzu:
 - Bei einer Läsion proximal des Abganges der Chorda tympani kommt es zusätzlich zu einer gustatorischen Empfindungsstörung und zu einer verminderten Speichelsekretion.
 - Liegt die Schädigung proximal des N. stapedius, besteht eine Hyperakusis.
 - Bei Mitbefall des N. petrosus major ist die Tränensekretion vermindert.
- Bei einer Läsion des Facialiskerns oder des Faszikels im Hirnstamm treten motorische Ausfälle einschließlich Lagophthalmus auf und das Stirnrunzeln ist nicht mehr möglich. Die Funktionen der Tränen- und Speicheldrüse sowie die gustatorische Wahrnehmung sind erhalten, da die parasymphatischen Fasern und die Geschmacksfasern zu anderen Kerngebieten im Hirnstamm ziehen.

2.2.3 Idiopathische Facialisparesie

Zumeist bleibt die Ursache der Facialisparesie ungeklärt und wird als idiopathische Form oder Bell's palsy bezeichnet, welche den Namen von Sir Charles Bell trägt, dessen Publikation im Jahre 1827 als Erstbeschreibung gilt (van de Graaf und Nicolai 2005). Die Diagnose idiopathische Facialisparesie wird in ca. 80% der Fälle als Ursache einer peripheren Facialisparesie erhoben. Ihre Inzidenz wird mit 10-30 auf 100.000 Einwohner angegeben (Alaani et al. 2005). Der Läsionsort liegt meist im Bereich labyrinthären Abschnittes des Canalis Fallopii. Aufgrund der anatomischen Enge stellt dieser Kanal eine Prädispositionsstelle für eine Kompression des Nervs bei ödematöser Schwellung dar (Wolf 1998).

2.2.4 Weitere Ursachen der peripheren Facialisparesie

Ursachen für eine periphere Facialisparesie können vielfältig sein. Eine Aufzählung der möglichen Ursachen ist in Tabelle 1 zusammengefasst.

Tabelle 1: Ätiologie der Facialisparesie (Roob et al. 1999, Borges 2005).

<u>(1) Tumor oder andere Ursachen einer Kompression</u> Schwannom des N. facialis Hämangiom Glomustumor Teratom Metastase Meningeom Cholesteatom Parotistumor Meningeosis carcinomatosa Arachnoidalzysten
<u>(2) Traumatisch/ postchirurgische Ursachen</u> Schläfenbein-Frakturen (longitudinal, transversal, komplex) Postchirurgische Komplikation nach Eingriffen an der Auris media Mastoidektomie Parotis-Behandlung
<u>(3) Hirnstammläsionen</u> Multiple Sklerose Hirnstamm-Neoplasie (Gliom, Metastase) Vaskuläre Läsion (Infarkt, AVM, Kavernom, Rhombenzephalitis, Blutung)
<u>(4) Kongenitale Ursachen</u> Möbius Syndrom Geburtstrauma Kraniofaziale Malformationen durch Fehlentwicklung des zweiten Kiemenbogens Osteopetrose (hereditäre Obliteration der Neuroforamina)

(5) Entzündung, Infektion, Demyelinisierung

Otitiden (akut, chronisch, Morbus Wegener)

Otitis maligna externa

Labyrinthitis

Mastoiditis

Parotitis

Abszess

Herpes zoster (Ramsay Hunt Syndrom)

Lyme-Borreliose

HIV

Lues

Mononukleose

Zytomegalie

Tuberkulose

Diphtherie

Poliomyelitis

Meningitis (Viren, Bakterien, Pilze)

Lepra

Guillain-Barré Syndrom

Miller-Fisher Syndrom

Sarkoidose (Heerford Syndrom)

Melkersson-Rosenthal Syndrom

(6) Andere Ursachen

Diabetes mellitus

Schwangerschaft

Morbus Paget

Medikamente (Cyclosporin A)

Amyotrophe Lateralsklerose

Progressive Bulbärparalyse

Syringobulbie

Stoffwechselerkrankungen: Amyloidose, Porphyrie

2.2.5 Diagnostik der Facialisparesie

Hinsichtlich der unterschiedlichen Lokalisation des Ortes, des Ausmaßes und der Ursache der Läsion ergeben sich Symptome, welche sich in ihrem Schweregrad und Umfang unterscheiden. Grundlage der Diagnostik bildet die Anamnese und klinische Untersuchung. Dabei werden Begleitsymptome erkannt und geben Hinweise auf den möglichen Ursprung der Schädigung. Es ist allerdings zu beachten, dass die begleitenden Störungen sowohl vom Ort als auch vom Ausmaß der Störung abhängen. Daraus ergibt sich, dass obwohl eine Läsion des Nervs besteht, ein Teil der Fasern funktionsfähig bleiben kann und so nicht alle topografisch möglichen Ausfälle ausgeprägt sein müssen. Anhand der klinischen Untersuchung stellt man die Diagnose zentrale oder periphere Facialisparesie. Es erfolgt die Beurteilung der Gesichtssymmetrie und somit die Einschätzung der Funktionstüchtigkeit der motorischen Facialisäste durch Anweisungen an den Patienten wie: Stirn runzeln, Augen schließen, Wangen aufblasen, pfeifen, Zähne zeigen. Zur weiteren topodiagnostischen Abklärung gehört die HNO-ärztliche Untersuchung. Dazu zählt die otoskopische Untersuchung des Meatus acusticus externus auf Defekte jeglicher Art. Als weitere HNO-ärztliche Untersuchung wird der Schirmer-Test durchgeführt, hierbei wird die Tränensekretion und somit die Funktion des N. petrosus major überprüft. Dies soll Rückschlüsse über die Lokalisation der Schädigung ermöglichen. Es folgt eine Vielzahl an weiteren Tests, die notwendig sind, da die Störung eines einzelnen Symptoms auch eine andere Ursache haben kann. Somit ist die Menge an Tests notwendig, um die wirkliche Ursache zu finden oder die Ausschlussdiagnose einer idiopathischen Paresie zu stellen. Einen weiteren Test stellt die gustatorische Prüfung mittels Geschmackskomponenten wie Glukoselösung, NaCl-Lösung, Zitronenlösung und Chininlösung dar, um die Funktion der Chorda tympani zu testen (Heckmann et al. 2003). Die Elektrogustometrie stellt eine Alternative zur gustatorischen Kontrolle dar. Mittels der Stapediusreflexmessung wird die Funktionsfähigkeit des N. stapedius kontrolliert, indem die Weiterleitung des Reflexbogens bis ins Stammhirn und wieder zurück in die Auris media geprüft wird. Elektrophysiologische Tests dienen in erster Hinsicht zur Einschätzung des Schweregrads der Schädigung, zur Verlaufsbeurteilung und Abschätzung der Prognose. Die wichtigsten dabei eingesetzten Tests sind die Elektroneurographie (ENG) und die Elektromyographie (EMG). Bei der ENG werden anhand elektrischer Stimulation die Muskelantworten mittels Oberflächenelektroden auf beiden Gesichtshälften abgeleitet, um eine Beurteilung der Amplituden zu ermöglichen. Die Verlaufsuntersuchung der ENG zur

Beurteilung der Prognose erfolgt zwischen dem 7.-10. Tag ab Erkrankungsbeginn (Esslen 1977, Rösler et al. 1989). Die EMG dient einerseits zur Differenzierung einer zentralen und einer inkompletten peripheren Facialisparesie und andererseits zur Verlaufsbeurteilung der einsetzenden bzw. ausbleibenden Reinnervation (May et al. 1984, Guntinas-Lichius und Sittel 2004, Grosheva und Guntinas-Lichius 2007). Durch transkranielle Magnetstimulation erfolgt eine kanalikuläre Reizung, welche bei Unerregbarkeit bereits in der Frühphase der Erkrankung (Tag 1-3) die periphere extrazerebelläre Genese nachweisen kann (Rösler et al. 1995). Der positive Blinkreflex bestätigt die periphere Genese, wobei allerdings keine Differenzierung bezüglich der Lokalisation der Läsion möglich ist. Darüber hinaus liefert der Blinkreflex nach 2-3 Wochen Hinweise zur Spätprognose (Kotterba et al. 1997).

Eine Bildgebung ist vor allem bei zentraler Läsion, atypischer Klinik, akzessorischer Symptomatik und bei traumatischer Genese unverzichtbar (Rösler et al. 1995). Zu den erforderlichen Laboruntersuchungen zählt ein Basislabor mit Bestimmung von Entzündungsparametern, Blutglukose und HbA1c zum Ausschluss eines Diabetes mellitus. Als notwendig gilt ebenso die Borrelien-Serologie, welche durch eine VZV- und HSV-Serologie ergänzt werden kann. Es liegt keine absolute Indikation zur Liquorpunktion bei Facialisparesie vor, dennoch wird bei Verdacht auf eine periphere Läsion eine Liquorpunktion empfohlen, um die höchstmögliche diagnostische Sicherheit zu erhalten (Kohler et al. 1999, Birkmann et al. 2001). Bei anhaltendem oder klinisch progredientem Verlauf wie auch bei Verdacht auf eine erregerbedingte Ursache der Facialisparesie ist eine Lumbalpunktion immer indiziert, die darüber hinaus auch zur Differenzierung anderer Ursachen (z. B. Meningeosis carcinomatosa) beitragen kann.

2.3 Bildgebung des Os temporale

Die radiologische Diagnostik des Schläfenbeines sowie der mittleren Schädelbasis wurde durch die Entwicklung konventioneller röntgendiagnostischer Verfahren wie Röntgenaufnahmen nach Schüller, Stenvers und Mayer begonnen, die ihren Stellenwert in der konventionellen Bildgebung etabliert haben (Vogl und Mack 2002). Bei der Aufnahmetechnik nach Schüller (1905) erfolgt die Darstellung eines Schläfenbeines bei frontalem oder annähernd frontalem Strahlengang (Abb. 3) und dient der Beurteilung der Pneumatisation des Mastoids und der Paukenhöhle sowie der Beurteilung des äußeren Gehörgangs und des Kiefergelenkes. Die Schläfenbeinaufnahme in postero-anteriorer Projektionsrichtung mit

sagittalem Strahlengang nach Stenvers (1917) dient der Beurteilung der Pyramidenoberkante und der Pyramidenspitze sowie des inneren Gehörganges, der Bogengänge und Cochlea (Abb. 4). In den Aufnahmen nach Mayer (1923) zur isolierten Darstellung eines Schläfenbeines bei annähernd axialem Strahlengang (Abb. 5) können ebenfalls das Mastoid und das Kieferköpfchen dargestellt werden (Grashey 1928, Mayer 1930, Minnigerode 1970, Greess et al. 2002).

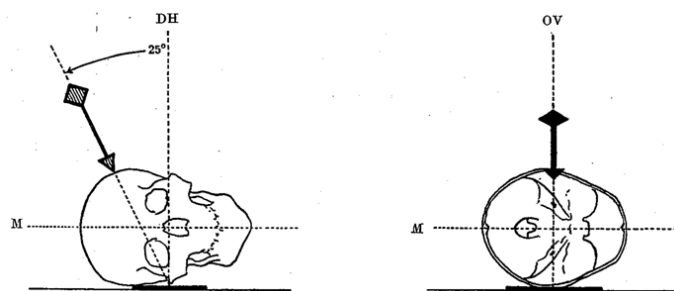
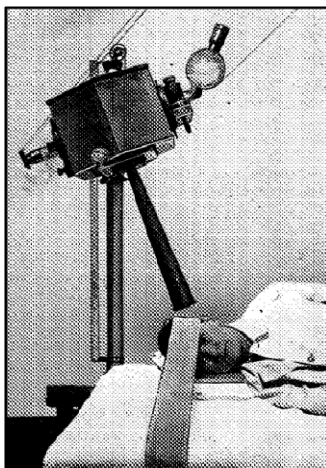


Abb. 3:
Schläfenbein nach Schüller mit Verlauf des Zielstrahles
aus (Mayer 1930).

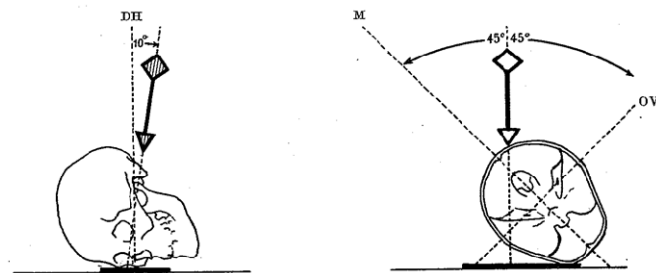
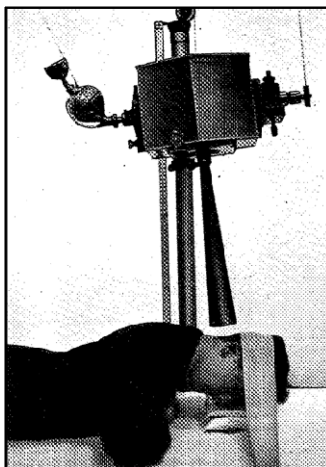


Abb. 4:
Schläfenbein nach Stenvers mit Verlauf des Zielstrahles
aus (Mayer 1930).

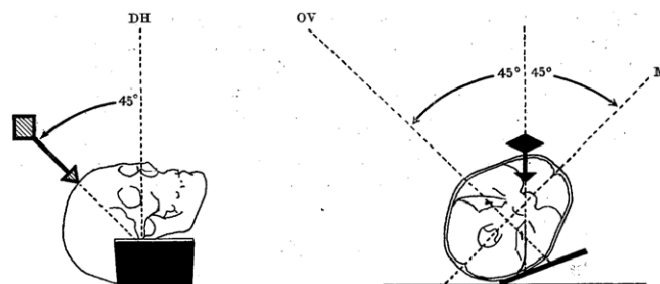
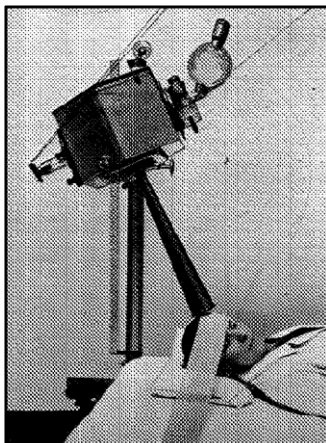


Abb. 5:
Schläfenbein nach Mayer mit Verlauf des Zielstrahles
aus (Mayer 1930).

Die diagnostische Wertigkeit dieser Aufnahmetechniken beruht in der Regel auf der Analyse im Seitenvergleich. Die konventionellen Übersichtsaufnahmen weisen keine sehr hohe diagnostische Treffsicherheit auf, erlauben jedoch eine rasche Orientierung. Zur Erzielung einer präzisen Differenzialdiagnose wäre allerdings der additive Einsatz eines weiteren bildgebenden Verfahrens notwendig (Vogl und Mack 2002). Aufgrund dann zu erwartender höherer kumulativer Strahlenbelastung wird heute auf die Stufendiagnostik verzichtet. Eine differenzierte, überlagerungsfreie Diagnostik wurde mit der Einführung moderner hochauflösender Schnittbildverfahren wie der Computertomographie (CT) und der MRT möglich. Die Auswahl von MRT bzw. CT wird auf der Grundlage von Anamnese, HNO-ärztlichem Status bzw. klinischer Fragestellung (Bauknecht und Klingebiel 2005) getroffen. Während für pathologische Veränderungen des äußeren Ohres und Mittelohres das Mehrschicht-Spiral-Computertomographie (MSCT) die Methode der ersten Wahl ist, kann die MRT bei manchen Fragestellungen komplementär eingesetzt werden und zusätzliche Informationen bringen, insbesondere bezüglich der Einschätzung von Weichteilveränderungen. Für die Diagnostik des Innenohrs, des inneren Gehörgangs und des Kleinhirnbrückenwinkels ist die MRT besser geeignet (Greess et al. 2002, Jäger 2005).

Die Beurteilung der CT erfolgt meist im Knochenalgorithmus. Der hohe Kontrast zwischen Knochen und Luft und die hohe Ortsauflösung der Schichten der Mehrschicht-Spiral-CT im Submillimeterbereich liefern wichtige Informationen in der Diagnostik von erworbenen Pathologien, angeborenen Missbildungen und Otodystrophien. Auch die Abklärung von traumatischen Veränderungen des Felsenbeines ist die Domäne der CT (Czerny et al. 1997, Klingebiel et al. 2001, Greess et al. 2002). Die Untersuchungszeit wird durch Verwendung der Spiral-CT-Technik reduziert und beträgt wenige Sekunden. Unter Verwendung von dünnen Schichtdicken und isotroper Voxel mit Kantenlängen im Submillimeterbereich in allen drei Raumebenen sind ausgezeichnete dreidimensionale Rekonstruktionen von hoher Bildqualität möglich (Casselmann und Bensimon 1997).

Die MRT gestattet eine exzellente Darstellung von Weichteilstrukturen durch die Verwendung verschiedener Sequenzen und die Applikation von Magnetresonanz (MR)-Kontrastmitteln. Standardmäßig wird eine zirkularpolarisierte Kopfspule eingesetzt, die eine gleichzeitige Darstellung von beiden Felsenbeinen erlaubt (Casselmann 2002, Burmeister et al. 2010). Die optimierte Detailauflösung in der hochauflösenden MRT (high-resolution MRT = HR-MRT) führt zu einem deutlichen Anstieg der Datenmengen und bietet gleichzeitig die

Option einer bildqualitativ hochwertigen 2D/3D-Datennachverarbeitung (Bauknecht und Klingebiel 2005). Mit der Einführung der MRT in die klinische Routine wurde sie zur bildgebenden Methode der Wahl zur Darstellung des membranösen Labyrinth und der Weichteilstrukturen sowie kleinster Läsionen im inneren Gehörgang (Czerny et al. 2003). Die membranöse Labyrinthitis, intralabyrinthäre Tumore sowie Neuritiden des VII. und VIII. Hirnnervens wurden mit der HR-MRT erstmals bildgebend erfassbar (Casselmann und Bensimon 1997).

Die Darstellung des Os temporale bezieht sich im Wesentlichen auf drei für die klinische Diagnostik wichtige Bereiche: die endo- und perilymphhaltigen Räume des Labyrinths, die nervalen Strukturen des VII. und VIII. Hirnnervens und das Mittelohr. (Jäger et al. 1994). In der CT gelingt die direkte Darstellung der Nerven nicht, jedoch lassen sich die knöchernen Begrenzungen der Nervenkanäle bzw. der Endo- und Perilymphräume sowie des inneren Gehörganges darstellen. Aus diesem Grund ist die CT zur direkten Beurteilung von Pathologien des N. facialis und des N. vestibulocochlearis weniger geeignet. Die Kernspintomographie ist das Verfahren der Wahl für die Diagnostik von Weichteilstrukturen wie den Hirnnerven (Held et al. 1997, Jäger und Reiser 2001, Borges und Casselman 2007). Der N. facialis lässt sich mit Hilfe der verschiedenen Schichtebenen und multiplanaren frei orientierten Rekonstruktionen in seinem gesamten Verlauf vom Kleinhirnbrückenwinkel bis zu seinem Austritt an der Schädelbasis, dem For. stylomastoideum, kontinuierlich darstellen. Der N. facialis kann so in axialen Schichten in seinem labyrinthären Anteil mit dem GG und dem Abgang des N. petrosus major im intrapetrosalen Abschnitt sowie im tympanalen Abschnitt beurteilt werden (Sartoretti-Schefer et al. 1997, Greess et al. 2002, Jäger 2005). Der mastoideale Verlauf des N. facialis ist in der sagittalen Schichtebene sicher darstellbar. Die bildmorphologische Darstellung der Abgänge des N. intermediofacialis ist jedoch bislang ungenügend. Eine separate Darstellung des motorischen N. facialis und des N. intermedius wie auch die Abgrenzung weiterer Abgänge des N. intermediofacialis und ein Weiterverfolgen des peripheren N. facialis sind jedoch bislang nicht sicher möglich (Müller-Lisse et al. 1995). Dies liegt sowohl an der Kleinheit der darzustellenden Strukturen als auch an den komplexen und engen räumlichen Verhältnissen im Felsenbein.

2.4 Magnetresonanztomographie

Die MRT, auch Kernspintomographie genannt, ist ein bildgebendes Verfahren, das seit den siebziger Jahren des 20. Jahrhunderts in der medizinischen Diagnostik eingesetzt wird. Es ist ein Verfahren, mit dem ohne Anwendung von ionisierender Strahlung Schnittbilder des menschlichen Körpers angefertigt werden. Die Verwendung elektromagnetischer Felder führt nach derzeitigem Wissensstand zu keiner wesentlichen Belastung des Patienten. Die MRT zeichnet sich durch ihren hohen Weichteilkontrast aus, durch den vor allem Gewebearten mit hohem Wassergehalt differenziert und mit gutem Auflösungsvermögen dargestellt werden können (Radeleff et al. 2006).

2.4.1 Feldstärke und Signal-zu-Rausch-Verhältnis (SNR)

Die derzeit diagnostische und klinische MRT-Bildgebung findet vorwiegend mit Systemen einer Feldstärke von 1,5T oder weniger statt. Zunächst war die Anwendung von Geräten mit einer Feldstärke von 3T aufgrund der fehlenden Zulassung für den Patienten der Forschung vorbehalten. Seit 1998 stehen klinisch ausgereifte und zugelassene Geräte zur Verfügung. Die Erhöhung der Feldstärke geht in erster Linie mit einem inhärenten Gewinn des SNR-Verhältnisses einher (Gleichung 1).

$$\text{SNR} = \frac{S}{N} \sim \frac{B_0}{\sqrt{\Delta\omega}} * f(T_1; T_2)$$

S = Stärke des Magnetsignals
 N = Rauschamplitude
 B₀ = Magnetfeldstärke
 Δω = Signalbandbreite

Gleichung 1: Formel über den Zusammenhang des SNR, S und N aus (Schmitt et al. 2004)

Aus der Verdopplung der Feldstärke resultiert eine Verdopplung der SNR und somit eine wesentliche Verbesserung der Bildqualität.

2.4.2 Relaxationszeiten

Die Gleichung zeigt, dass die Feldstärke auch einen Effekt auf die Relaxationszeiten T1 und T2 ausübt. Der effektive Gewinn an SNR wird somit nur dann erreicht, wenn die Relaxationszeiten klein gehalten werden (Frayne et al. 2003, Schmitt et al. 2004). Beim Übergang von 1,5T zu 3T gilt im Allgemeinen die Faustregel, dass sich die T1-Relaxationszeit je nach Gewebe um 30-50% verlängert, was sich auf die Qualität der T1w Bilder auswirkt. Durch eine Erhöhung der Repetitionszeit (TR) kann dieser Effekt gemindert werden. Die T2-Relaxationszeit verhält sich im Gegensatz dazu relativ konstant (Bottomley et al. 1984). Bei Gradientenecho (GRE)-Sequenzen verwandelt sich die Verlängerung der T1-Relaxationszeit in einen Vorteil, was eine Verbesserung der Hintergrundrauschens zur Folge hat.

2.4.3 Verbesserungsmöglichkeiten der Bildgebung

Die Erhöhung der (Stör-) Effekte des statischen Feldes stellt einen weiteren Nachteil der SNR-Anhebung dar, der eine Anpassung der Bildgebungstechnik und im Spulendesign erfordert (Schmitz et al. 2005). Der durch die Erhöhung der Feldstärke entstandene Signalgewinn kann auf verschiedene Art und Weise dazu benutzt werden, die Bildgebung zu verbessern. Grundsätzlich kann bei gleicher räumlicher Auflösung die Akquisitionszeit verkürzt werden, da eine Vervierfachung der Zahl der Akquisitionen einer Verdopplung der SNR entspricht. Hieraus resultieren eine Erhöhung des Patientenkomforts und der Compliance, eine Verringerung der Bewegungsartefakte sowie eine Erhöhung der wirtschaftlichen Effizienz durch Steigerung des Patientendurchlaufs. Ebenso besteht die Möglichkeit, die räumliche Auflösung bei gleicher Bildakquisitionszeit zu erhöhen, was wiederum zu einer Verbesserung der Aufnahmetechnik beiträgt (Baudendistel et al. 2004). Zu allgemeinen Strategien, unabhängig von der Feldstärke, zur Anhebung des SNR gehören ebenso die Bildfeld- und Schichtdickenvergrößerung wie auch die Verkleinerung der Matrixgröße oder eine Erhöhung der Mittlungen, woraus sich eine Verlängerung der Messzeit ergibt (Schick 2005b).

2.4.4 Suszeptibilität

Ohne das Vorhandensein eines externen Magnetfeldes befindet sich der menschliche Körper in einem homogenen Magnetfeld. Während einer MRT-Untersuchung entstehen zwischen den

verschiedenen Gewebearten unterschiedliche statische Feldgradienten. Dieses Phänomen wird als Suszeptibilität bezeichnet. In der Bildgebung kommt es daher zu lokalen Inhomogenitäten des Magnetfeldes, den sogenannten Suszeptibilitätsartefakten, die als Bildverzerrungen, -verschmierungen oder Signalauslöschungen erkennbar sind (Lanfermann et al. 2006). Die Suszeptibilitätseffekte zeigen sich vor allem in den T2*- Relaxationszeiten, die bei 3T Untersuchungen aufgrund der erhöhten Dephasierung deutlich verkürzt sind und somit den Einfluss der Suszeptibilitätsartefakte erhöhen. Diesen Effekten kann durch eine Erhöhung der räumlichen Auflösung, der Einstellung dünnerer Schichtdicken, dem Einsatz leistungsfähigerer Shimsysteme und auch durch eine Erhöhung der Auslesebandbreite gegengesteuert werden. Dies erfolgt jedoch zum Teil auf Kosten eines verringerten SNR (Baudendistel et al. 2004, Lanfermann et al. 2006).

2.4.5 Dielektrische Resonanzeffekte

Mit der Erhöhung der Feldstärke folgt dementsprechend eine Erhöhung der Resonanzfrequenz sowie eine Verkürzung der Wellenlänge. Wenn die Wellenlänge die Dimension des abzubildenden Objekts erreicht oder sogar kürzer ist, wirkt sich dies negativ auf die Feldverteilung im Objekt aus und führt zu einer deutlichen Ausprägung des dielektrischen Resonanzeffekts. Diese Verstärkung der Hochfrequenzamplitude entsteht als Konsequenz der Reflexion von Wellenlänge an den Grenzflächen (Kangarlu et al. 2004). Diese Wechselwirkungen bewirken eine räumliche Variation des Flipwinkels, welche im Bild als inhomogene Signalverteilung mit einer Anhebung der Bildhelligkeit im Zentrum des Objekts und einer Absenkung am Rand erkennbar ist (Sreenivas et al. 2007). Dieser Effekt kann bisher nur durch Hochfeld (HF)-Technologie gemindert werden, bspw. wird durch Optimierungen im Spulendesign eine homogenere B₁-Feldverteilung erreicht (Schmitt et al. 2004).

2.4.6 Spezifische Absorptionsrate (SAR)

Während einer MRT-Untersuchung werden elektromagnetische HF-Impulse zur Anregung des Spinsystems benutzt. Dabei wird ein Teil der Energie der Radiofrequenzspule von dem zu untersuchenden Objekt absorbiert. Die SAR ist ein Maß für die pro Zeiteinheit aufgenommene Energie (Watt/kg), die als wesentliche biophysikalische Wirkung eine Erwärmung des Gewebes zur Folge hat. Da diese Temperaturerhöhung nicht direkt gemessen

und überwacht werden kann, dient die SAR als Maß für die HF-Exposition. Die Grenzen für SAR-Werte sind durch staatliche Vorschriften festgelegt und limitieren die durch den Patienten aufgenommene HF-Leistung (Frayne et al. 2003, Kangarlu et al. 2004).

$$\overline{\text{SAR}} \propto B_0^2 \cdot \alpha^2 \cdot \frac{t_p}{\text{TR}} \cdot N_s$$

B_0	= magnetische Flussdichte
α	= Flipwinkel
t_p	= Impulslänge
TR	= Repetitionszeit der Sequenz
N_s	= Anzahl der Schichten

Gleichung 2: Formel über den Einfluss auf SAR durch relevanten Parameter (Brix et al. 2002)

Die SAR ist proportional zum Quadrat der Feldstärke B_0 , daraus folgt eine deutlich höhere Energieabsorption in HF-Systemen. Ebenso ist sie proportional zum Quadrat des Flipwinkels (Gleichung 2). Daraus ergibt sich für Sequenzen mit 180° Impulsen (wie bspw. Spinecho (SE)- oder Turbo-Spin-Echo (TSE)-Sequenzen) eine höhere HF-Exposition im Gegensatz zu Sequenzen mit einem geringeren Flipwinkel (z.B. Gradienten-Echo-Sequenzen) (Brix et al. 2002). Somit wird bei Verwendung der gleichen Radiofrequenzpulse bei 3T Untersuchungen die vierfache Energiemenge gegenüber 1,5T deponiert. Die Gesamtbelastung durch SAR lässt sich durch verschiedene Wege minimieren. Eine Option bietet die Wahl bestimmter Pulse, die die RF-Leistung über einen längeren Zeitraum abgeben. Eine andere ist die Verwendung verschiedener Pulsschemata zur Erzeugung von Echos, wie der Einsatz von Hyperechos (Hennig und Scheffler 2001, Schmitt et al. 2004, Schick 2005a). Die Reduzierung des Auslenkwinkels oder der Einsatz kleinerer Spulen zur Anregung eines kleineren Volumens sind weitere Möglichkeiten, die SAR zu senken. Durch den Einsatz von Parallel-imaging-Techniken kann die absorbierte RF-Leistung zusätzlich dezimiert werden. Weitere Möglichkeiten bietet die Modifikation der Sequenzparameter wie bspw. eine Verlängerung der TR oder Verkleinerung der Schichtenanzahl. Die gezielte Optimierung des Untersuchungsprotokolls und Bedingungen, die auch das genaue Gewicht des Patienten zur Einhaltung der SAR-Limitationen berücksichtigen, und darüber hinaus Untersuchungsbedingungen, die eine kontinuierliche Luftzufuhr zur Wärmeabfuhr gewährleisten oder die Vermeidung von Leiterschleifen beachten, bilden einfache Auflagen, die bei jeder Untersuchung eingehalten werden sollten (Kangarlu et al. 2004).

3. Zielstellung

Die Darstellung des N. intermediofacialis und seiner Abgänge war bislang nur begrenzt möglich. Die bisherigen Untersuchungen erfolgten mittels 1,5T MRT oder CT. Die morphologische Bildgebung des Nervs mit 1,5T MRT in T1- und T2w Sequenzen erlaubte lediglich eine eingeschränkte Beurteilung, die sich fast ausschließlich auf die Darstellung des Hauptstammes begrenzte. Der Abgang des Nervs aus dem Hirnstamm bis zum inneren Gehörgang wurde unter der Verwendung von T2w Constructive Interference in Steady State (CISS)-Sequenzen begutachtet, während der weitere intratemporale Verlauf des Nervs bis zum Austritt aus dem Felsenbein durch T1w Sequenzen beurteilt wurde. Folgende Fragestellungen sollten durch die vorliegende Arbeit beantwortet werden:

1. Gelingt durch 3T eine verbesserte Abgrenzbarkeit der Hauptabschnitte des Stammes des N. intermediofacialis in seinem intratemporalen Verlauf? Ist bei vergleichen der Darstellbarkeit topodiagnostisch relevanter Strukturen des N. intermediofacialis die 3T Bildgebung der 1,5T Bildgebung überlegen?
2. Inwieweit ist durch 3T MRT die Identifizierung bisher nicht abgrenzbarer Äste des N. intermediofacialis möglich?
3. Welche Sequenz und welche Spule ermöglichen die detailgenauesten Aufnahmen?
Ist die Kopfspule der Oberflächenspule am 3T MRT überlegen?
4. Lassen sich bei gleichzeitig signifikanten Anstieg der SNR Auswirkungen auf den befürchteten Anstieg störender Suszeptibilitätsartefakte erkennen? Besteht eine Einschränkung bei der Qualität der Beurteilung infolge der Suszeptibilitätsartefakte? Besteht eine Verbesserung der Bildgebung mittels 3T MRT, die anhand des SNR beweisbar ist?

4. Material und Methoden

4.1 Material

4.1.1 Probandenkollektiv

Im Rahmen dieser prospektiven Studie wurden MRT-Messungen an einer Population von insgesamt 20 gesunden freiwilligen Probanden im Institut für Diagnostische und Interventionelle Radiologie am Klinikum der Friedrich-Schiller-Universität Jena durchgeführt. Das Gesamtkollektiv bestand aus 11 männlichen und 9 weiblichen Probanden im Alter von 20 bis 60 Jahren. Das Durchschnittsalter der Teilnehmer betrug 29,9 Jahre. Alle Probanden wurden bei Feldstärken von 1,5T und 3T untersucht. Vor Beginn der endgültigen Studienmessungen wurden die theoretisch erstellten Protokolle bezüglich optimaler Sequenzparameter und Schichtorientierung an einem Probanden getestet. Dies erfolgte in erster Linie aufgrund der unterschiedlich bedingten Grundvoraussetzungen der Geräte. Unter diesem Gesichtspunkt erfolgte die Verbesserung der Sequenzen im Hinblick auf die visuelle Abgrenzbarkeit des Nerven in seinem intratemporalen Verlauf. Zur Auswertung wurden daher nur 20 Probanden herangezogen. Ausschlusskriterien für die Studie waren neben den bekannten Kontraindikationen für eine MRT-Untersuchung neurologische Symptome, Zustand nach (Z.n.) Schädelhirntrauma, Z.n. Operation im Mastoidbereich und im Bereich der hinteren Schädelgrube sowie eine Mastoiditis in den letzten 3 Monaten. Keiner der Probanden wies eine neurologische oder HNO-ärztliche Krankengeschichte für den betreffenden Untersuchungsabschnitt auf. Die Teilnahme an den Versuchen war freiwillig und erfolgte ohne Kontrastmittel. Die Probanden wurden schriftlich und mündlich aufgeklärt und gaben ihre Zustimmung zur Durchführung der MRT-Untersuchung und zur wissenschaftlichen Auswertung der gewonnenen Studiendaten. Eine Beendigung bzw. ein Abbruch der Studie war jedem Teilnehmer zu jedem Zeitpunkt ohne Angabe von Gründen möglich. Ein positives Votum der Ethikkommission der FSU Jena lag vor.

4.1.2 MR-Tomograph und Spulensysteme

Die MRT-Bildgebung wurde sowohl für die 1,5T Untersuchungen als auch für die 3T Messungen an Ganzkörper-MR-Tomographen der Firma Siemens Medical Solutions, Erlangen, Deutschland, durchgeführt. Hierbei handelte es sich zum einen um das 1,5T Gerät Magnetom Vision Plus (Abb. 7), zum anderen um das 3T Gerät Magnetom TIM Trio (Abb. 6). Beide Geräte besitzen ein aktiv abgeschirmtes Gradienten-System mit einer

maximalen Intensität von 20 mT/m für das Magnetom Vision Plus bzw. 45 mT/m für das Magnetom TIM Trio.



Abb. 6:
3T Magnetom TIM Trio
Siemens, Erlangen



Abb. 7:
1,5T Magnetom Vision Plus
Siemens, Erlangen

Als Spule wurde beim Magnetom Vision Plus eine 1-Kanal-CP-Sende-Empfangs-Kopfspule der Firma Siemens Medical Solutions, Erlangen, verwendet, welche eine Hochfrequenzspule (HF-Spulen) darstellt, die sowohl Sende- als auch Empfangsfunktion beinhaltet. HF-Spulen sind zirkular polarisierte (CP) Spulen und werden auch als sogenannte Sende- und Empfangsspulen bezeichnet. Im Allgemeinen unterscheidet man Volumen-, Oberflächenspulen und Phased-Array-Spulen (phasenoptimierte Gruppenspule). Volumenspulen umgeben den darzustellenden Körperteil vollständig. Ihr Vorteil liegt in ihrer Signalhomogenität. Zu den Volumenspulen gehören die fest im MRT eingebaute Body Coil (Körperspule) sowie die Birdcage Coil (Vogelkäfigspule) oder auch Kopfspule, die vor allem bei Schädeluntersuchungen eingesetzt wird. Sie werden entweder als kombinierte Sende-/Empfangsspulen eingesetzt, können aber ebenso in einer Verbindung mit einer Empfangsspule nur als Sendespule Anwendung finden.

Das Magnetom TIM Trio ist mit einem 32-Kanal-Empfangsmodul ausgestattet. Die Messungen wurden mit verschiedenen Spulensystemen durchgeführt. Zum einen wurde eine 12-Kanal-Empfangs-Kopfspule (Abb. 8) verwendet, diese Mehrelement-Kopfspule besitzt 12 verschiedene Empfangskanäle mit 12 integrierten Vorverstärkern. Andererseits erfolgte die Anwendung einer multifunktionellen 8-Kanal-Empfangs-Oberflächenspule (Abb. 9), die der Gruppe der Phased-Array-Spulen zugehörig ist (Gareis et al. 2006).

Phased-Array-Spulen (phasenoptimierte Gruppenspulen) werden zum Empfang des MR-Signals benutzt. Es ist eine Konstruktion aus mehreren einzelnen, sich überlappenden und zirkular polarisierten Oberflächenspulen. Jede Spule besitzt ihr separates Empfangssignal. Die von den einzelnen Spulenelementen detektierten Spannungen werden im Rahmen des Rekonstruktionsvorganges zu einem Gesamtbild zusammengefügt. Ein kleinerer Spulendurchmesser ermöglicht ein stärkeres Signal, woraus ein besseres SNR resultiert. Phased-Array-Spulen gestatten somit eine Verbesserung der Homogenität des Signals wie auch des SNR und ermöglichen so eine höhere räumliche Auflösung und eine beschleunigte Bildgebung. Da die Spulen sowohl in Serie als auch parallel geschaltet werden können, sind sie eng mit der parallelen Bildgebung verknüpft (Roemer et al. 1990, Weishaupt et al. 2009).

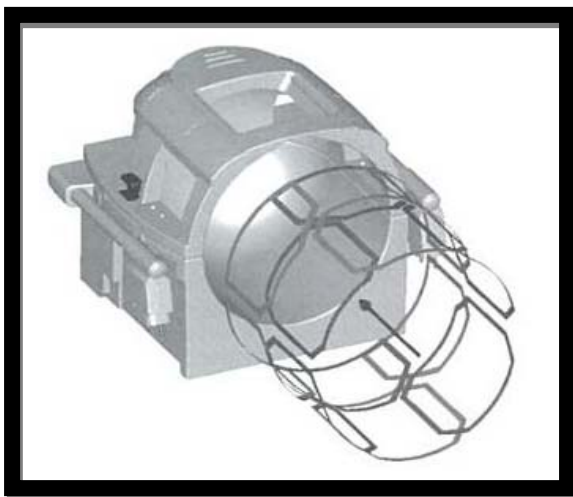


Abb. 8:
12- Kanal- Kopfspule der Firma Siemens
Medical Solutions (Erlangen, Deutschland)
aus (Nitz et al. 2007)

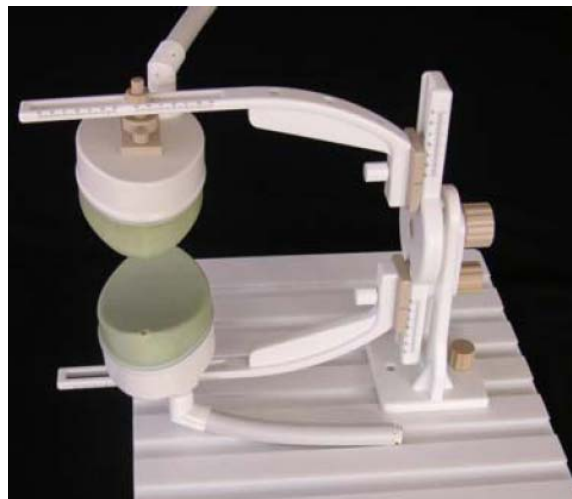


Abb. 9:
multifunktionelle 8-Kanal-Empfangs-
Oberflächenspule der Firma Noras MRI
Products, Hoechberg aus (Gareis et al. 2006)

4.1.3 Untersuchungsablauf

Nach dem Aufklärungsgespräch wurden die Probanden über den Ablauf der folgenden Untersuchungen informiert. Alle Studienteilnehmer wurden vor dem jeweiligen Messbeginn aufgefordert, möglichst ruhig zu liegen, da die diagnostische Bildqualität v. a. durch Bewegungsartefakte nachteilig beeinflusst wird. Die Messbedingungen waren bei allen Untersuchungen identisch. Die MRT-Untersuchungen wurden bei allen Versuchsanordnungen in Rückenlage durchgeführt. Nach der untersuchungsgerechten Lagerung erfolgte die Positionierung des Kopfs in den jeweiligen Spulensystemen im Kernspintomographen.

4.1.4 Messprotokoll

Die Gesamtzeit der Untersuchung betrug 1 Stunde und 39 Minuten. Die Messungen folgten einem einheitlichen Protokoll, welches nach dem folgenden Paradigma ablief:

Die Tabellen veranschaulichen das Messprotokoll (Tabelle 2 und 3):

1. Die erste Untersuchung erfolgte am 3T MRT mittels der 12-Kanal-Empfangs-Kopfspule. Im Vorfeld der eigentlichen Messung wurden meist mehrere Scouts bzw. Localizer durchgeführt. Diese stellten kurze Übersichtsmessungen dar, die der Überprüfung der korrekten Lagerung des Probanden wie auch der Lage der Felsenbeinregion in der Kopfspule dienten (Abb. 10 und Abb. 11).

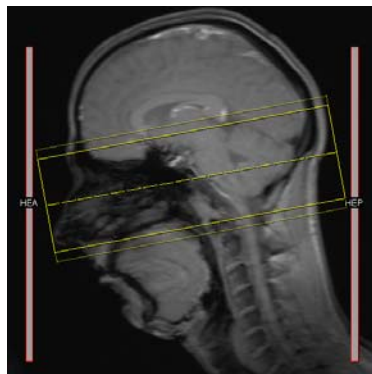


Abb. 10:
sagittaler Localizer

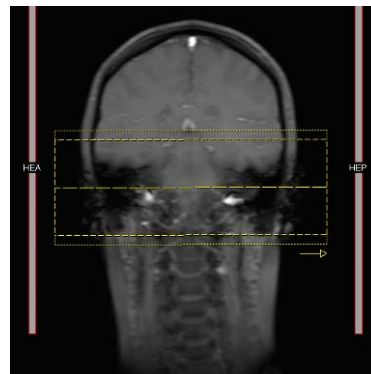


Abb. 11:
coronarer Localizer

2. Danach erfolgte das passive und aktive patientenabhängige Shimmen, das notwendig ist, um das Magnetfeld B_0 zu homogenisieren und somit entscheidend zur Optimierung der Bildqualität beiträgt.
3. Zuerst erfolgte die Messung einer T1w FLASH-Sequenz. Die FLASH-Sequenz ist eine GRE-Sequenz mit den Vorteilen der erhöhten Schnelligkeit durch Anwendung von verkürzten Repetitionszeiten und der Verwendung eines HF-Pulses mit variabler Kleinwinkelanregungen. Es wurden folgende Einstellungen verwendet: TR 2,46 ms; Echozeit (TE) 520 ms; Flipwinkel 20° ; Matrix 352 x 384 Px; Schichtdicke 0,6 mm; Field of View (FoV) 224 mm.
4. Die nachfolgende fettunterdrückte T2w SPACE-Sequenz gehört zur Kategorie der TSE-Sequenzen. Bei der TSE-Technik werden innerhalb einer TR mehrere Spinechos generiert, der sogenannte Echozug (Pooley 2005), und mit nur einer Anregung

können mehrere Zeilen des k-Raums berechnet werden. TSE-Sequenzen benötigen längere TR-Zeiten, damit möglichst viele 180° HF-Impulse gesetzt werden können. Somit wird dieser Sequenztyp hauptsächlich für die Akquisition von T2w Untersuchungen eingesetzt. Die Anhebung der TR der SPACE-Sequenz erfolgt durch die Refokussierung der Echozüge durch verschieden wählbare Flipwinkel α , die sich jeweils in einem Hochfrequenzbereich von unter 180° befinden (Hennig 1988, Lichy et al. 2005, Weigel und Hennig 2008). Die Messparameter beinhalteten eine TR von 258 ms, eine TE von 3700 ms und einer Matrix von 259 x 320 Pixel bei einem FoV von 206 mm. Die Sequenz wurde anhand einer koronaren Orientierung akquiriert, wobei die Schichtdicke 0,6 mm betrug.

5. Nach dieser Messung erfolgte ein Umbau der Spulensysteme am 3T Gerät und es entstand u. a. eine kurze Pause für den Probanden.
6. Die multifunktionelle 8-Kanal-Empfangs-Oberflächenspule wurde angeschlossen und die Spulenelemente wurden, soweit es physiologisch möglich war, so nah wie möglich an der zu untersuchenden Felsenbeinregion der Studienteilnehmer positioniert.
7. Danach erfolgte in Vorbereitung weiterer Messungen erneut die Durchführung eines oder mehrerer Scouts und das Shimmen, um die Qualität der folgenden Messungen zu sichern.
8. In der sich anschließenden Studie wurde zunächst eine T1w FLASH-Sequenz akquiriert. Die Messparameter dieser Sequenz sind identisch mit der FLASH-Sequenz, die für die Kopfspule verwendet wurde. Die einzige Ausnahme bildet hierbei die Messzeit und die Matrix, die sich geringgradig unterscheiden.
9. Es folgte eine T2w fettunterdrückte SPACE-Sequenz, die wiederum bis auf eine sich unterscheidende Orientierung identisch der mittels Kopfspule akquirierten SPACE-Sequenz war.
10. Die weiteren Untersuchungen wurden mit einer 1-Kanal-CP-Sende-Empfangs-Kopfspule am 1,5T MRT durchgeführt. Auch hier erfolgte im Vorfeld die Erhebung kurzer Übersichtsmessungen sowie das Shimmen.
11. Zunächst wurde eine T1w FLASH-Sequenz in transversaler Schichtorientierung akquiriert. Als weitere Messparameter wurden eine TR von 5 ms, eine TE von 15 ms, ein Flipwinkel von 30° und eine Schichtdicke von 0,8 mm verwendet. Die graphische Matrix bestand aus 224 x 256 Pixeln bei einem FoV von 206 mm.

12. In Ergänzung zur Untersuchung wurde nachfolgend eine DESS-Sequenz durchgeführt. Diese bietet die Verknüpfung einer GRE-Sequenz mit einer SE-Sequenz, d.h. die Sequenzen dieses Typs kombinieren eine Fast Imaging with Steady Precession (FISP)-Sequenz mit einer Precision Study with Imaging Fast (PSIF)-Sequenz. Ein ausgesprochen positiver Aspekt der DESS-Technik besteht darin, dass sich der Kontrastgewinn nicht in der Unterdrückung einer Komponente ergibt, sondern beide Sequenzanteile separat gemessen und nachfolgend addiert werden. Die genauen Parameter der angewandten Sequenz waren: TR 9 ms; TE 26,7 ms; Flipwinkel 40°; transversale Orientierung; Schichtdicke 0,8 mm; Matrix 256 x 256 Pixel; FoV 206 mm.

Die Messungen erfolgten unter Verwendung isotroper Voxel einer Größe von 0,6 x 0,6 x 0,6 mm am 3T MRT, dagegen konnte am 1,5T Magnetom Vision Plus lediglich eine Voxelgröße von 0,8 x 0,8 x 0,8 mm akquiriert werden. Die Anzahl der Mittelungen, d.h. die Anzahl der Wiederholungen der Sequenz mit anschließender automatischer Mittelung der Untersuchungen innerhalb der MR-Scanner-Software war bei allen Sequenzen identisch.

Die Dokumentation der Untersuchungen erfolgte auf digitalen Speichermedien, die später durch Wiederaufspielen der digitalen Dateien an der PACS-Workstation (PACS= Picture Archiving and Communication System) beurteilt wurden.

Tabelle 2: Messparameter der jeweiligen Untersuchung, Teil 1

Feldstärke (Tesla)	Spule	Sequenz	Orientierung	TR (ms)	TE (ms)	FoV (mm)	Sättigung
3	12-Kanal-Empfang-Kopfspule	T1 FLASH 3D	Transversal	2,46	20	224	
3	12-Kanal-Empfang-Kopfspule	T2 SPACE	koronar	258	3700	206	Fettunterdrückung
3	8-Kanal-Empfang Oberflächenspule	T1 FLASH 3D	Transversal	2,46	20	224	
3	8-Kanal-Empfang Oberflächenspule	T2 SPACE	Sagittal	258	3700	206	Fettunterdrückung
1,5	1-CP-Kanal Sende/Empfang-Kopfspule	T1 FLASH 3D	Transversal	5	15	206	
1,5	1-CP-Kanal Sende/Empfang-Kopfspule	T2 DESS 3D	Transversal	9	26,7	206	

Tabelle 3: Messparameter der jeweiligen Untersuchung, Teil 2

Flipwinkel (°)	Schichtdicke (mm)	Matrix (Pixel)	Anzahl der Schichten	Scan- Region	Mittlungen	Zeit (min)
20	0,6	352 x 384	120	Felsenbein	2	16.11
	0,6	259 x 320	320	gesamter Kopf	2	17.18
20	0,6	320 x 384	120	Felsenbein	2	14.43
	0,6	259 x 320	320	gesamter Kopf	2	17.18
30	0,8	224 x 256	100	Felsenbein	2	11.14
40	0,8	256 x 256	100	Felsenbein	2	22.48

4.2 Methoden

4.2.1 Datenanalyse der SNR-Verhältnisse

Die quantitative Auswertung der Bildqualität erfolgte durch Bestimmung von SNR-Verhältnissen in Regions-of-Interest (ROIs). Dazu wurden die angefertigten T1- und T2w Aufnahmen, die bei 1,5T und 3T angefertigt wurden, auf einer Bearbeitungs-Workstation mit der Software „Syngo“ (Siemens Medical Solutions, Erlangen, Deutschland) ausgewertet. Die Datenanalyse jeder Sequenz erfolgte in der transversalen Ebene. Serien, die dementsprechend in anderer Orientierung wie bspw. sagittal oder koronar erhoben wurden, mussten mittels multiplanare Rekonstruktion (MPR) nachbearbeitet werden und in der transversalen anatomischen Ebene rekonstruiert werden. Die Option der MPR-Nachverarbeitung ermöglicht die Rekonstruktion von Sekundärschnitten und die Vermessung in diesen Ebenen sowie in 3D, außerdem kann die Schnittebene um die drei Hauptachsen rotiert werden. Zur Datenauswertung wurden die Schichten der jeweiligen Sequenzen ausgewählt, in denen das GG am besten abzugrenzen war. Für die ROI-basierte quantitative Datenanalyse wurden 3 ROIs an verschiedenen Stellen platziert (Abb.12). Die Positionierung erfolgte zum einen im Bereich des GG, wobei sich eine definierte ROI mit Größe von 5 Pixeln und einer Area (ausgemessenes Gebiet) von $0,02 \text{ cm}^2$ als geeignete Variante erwies. Zum Zweiten wurde eine ROI auf Höhe des Hirnstammes platziert, die als anatomische Bezugsgröße diente. Die letzte ROI wurde außerhalb des Schädels (Fläche außerhalb des abgebildeten Köperteils, wo kein Gewebesignal empfangen wird) positioniert. Es wurden jeweils Regionen ausgewählt, die nicht von Artefakten überlagert waren und durch entsprechende Fensterung evaluiert wurden. Für die Hirnstammregion und den Bereich außerhalb jedes Gewebesignals wurde jeweils eine ROI-Größe von 100 Pixel und einer Area von $0,34 \text{ cm}^2$ angestrebt. Es wurden Minimalwert, Maximalwert, Mittelwert, Standardabweichung und Pixelanzahl für jede der ROIs, jeden MR-Tomographen, jede Sequenz und jeden Probanden bestimmt, die somit Aussagen zum SNR-Verhältnis und der Suszeptibilität ermöglichten.



Abb. 12:
ROIs in T1w FLASH am 3T Magnetom TIM Trio mit 12-Kanal-Empfangs-Kopfspule.

4.2.2 Datenanalyse der Abgrenzung des Nervus intermediofacialis und seiner Abgänge

In diesem Teil der Studie wurden die bereits erhobenen MR-Bilder hinsichtlich eines anderen Aspektes erneut evaluiert. Es wurden 14 anatomische Strukturen des N. intermediofacialis und seiner Abgänge (Tabelle 4) in Bezug auf ihre Abgrenzbarkeit untersucht. Die Bildauswertung erfolgte visuell an der Bearbeitungs-Workstation (Numaris/4) des 3T MR-Gerätes mit der Software „Syngo“ (Syngo-Software MR B15 Numaris/4, Siemens, Erlangen, Deutschland) für alle durchgeführten Sequenzen. Die Auswertung und Befundung der MR-Aufnahmen wurde im Konsens zweier erfahrener Radiologen mit langjähriger Befundungserfahrung im Bereich der Schläfenbeinregion durchgeführt. Die Beurteilung erfolgte für alle Sequenzen in der transversalen Schichtführung. Durch die Verwendung isotroper Voxel konnten die Aufnahmen in sagittaler oder koronarer Schichtführung anhand multiplanarer Rekonstruktion ohne Verluste an Auflösung oder Verzerrung in die transversale

Schichtebene rekonstruiert und bewertet werden. Ebenso fand eine Anwendung der MPR statt, wenn sich die Radiologen durch die Betrachtung der axialen Schichten auf keine eindeutige Bewertung festlegen konnten. So wurde die sagittale oder koronare Rekonstruktion der Aufnahme hinzugezogen, um die Genauigkeit der Aussage zu sichern. Die Beurteilung der folgenden anatomischen Strukturen des N. intermediofacialis erfolgte anhand einer ordinalen Kategorisierung.

Tabelle 4: Anatomische Strukturen mit englischer Nomenklatur und Abkürzung

Abkürzung	Abschnitt	Englische Nomenklatur
OCC	Abgang und zisternaler Verlauf	origin and cisternal course
IAM	Innerer Gehörgang	inner auditory canal
LPFN	labyrinthärer Anteil des N. facialis	labyrinthine portion of facial nerve
GG	Ganglion geniculi	geniculate ganglion
SGPN	Nervus petrosus major	superficial greater petrosal nerve
SLPN	Nervus petrosus minor	superficial lesser petrosal nerve
VN	Nervus vidianus	vidian nerve
PG	Ganglion pterygopalatinum	pterygopalatine ganglion
GPN	Nervus palatinus major	greater palatine nerve
TPFN	tympanaler Abschnitt des N. facialis	tympanic portion of facial nerve
SN	Nervus stapedius	stapedial nerve
TC	Chorda tympani	chorda tympani
BVN	N. auricularis posterior	posterior auricular branch
DSB	R. digastricus und R. stylohyoideus	digastric and stylo-hyoid branch

Diese Kategorisierung wurde folgendermaßen eingeteilt und definiert:

0 = keine Abgrenzbarkeit

1 = Abgrenzung möglich, aber mit Einschränkung

2 = sichere Abgrenzbarkeit der Struktur

Die Betrachtung der jeweiligen anatomischen Strukturen sowie die Reihenfolge der Sequenzen erfolgte nach dem Zufallsprinzip, um die Objektivität der Radiologen während der Begutachtung zu gewährleisten.

4.3 Statistische Auswertung

Die statistische Auswertung erfolgte mit Excel und SPSS (Statistical Package for the Social Sciences) Software Version 15.0. (Chicago, USA).

4.3.1 Statistische Auswertung der SNR-Verhältnisse

Die Berechnung der SNR-Verhältnisse wurde für alle Probanden im Bereich des Hirnstammes und des GG auf beiden Hemisphären durchgeführt. Dies erfolgte für alle Sequenzen, die während der Untersuchungen am 3T und 1,5T MRT erhoben wurden.

Zur Berechnung des SNR-Verhältnis wurde folgende Formel verwendet (Gleichung 3):

$$\overline{M} = M_x / (M_o / \sqrt{\pi / 2})$$

\overline{M} = Quotient der SNRs

M_o = SNR außerhalb jedes Gewebesignals

M_x = SNR im Bereich des GG oder Hirnstammes

Gleichung 3: Formel zur Berechnung des SNR-Verhältnis

Weiterhin wurde, um die Lage der Verteilung besser charakterisieren zu können, der Mittelwert und die Quantile 25, 50 (Median) und 75 bestimmt. Um Aussagen über die Verteilung der Messwerte um den Mittelpunkt treffen zu können, wurde zusätzlich die Standardabweichung ermittelt.

Die statistische Evaluation wurde anhand des Wilcoxon Test durchgeführt. Der Wilcoxon Test ist ein statistisches Testverfahren zur Häufigkeitsverteilung abhängiger Stichproben. Da dieser Test unabhängig vom Verteilungstyp ist, wird er somit als nicht parametrisch

bezeichnet. Er basiert auf einer Rangreihe der absoluten Wertepaardifferenzen. Das Signifikanzniveau (2-seitig) wurde auf einen p-Wert von $< 0,001$ festgesetzt. Die Nullhypothese H_0 besagte, dass die gefundenen Differenzen bezüglich der SNR-Verhältnisse für die jeweiligen Versuchsanordnungen und Sequenzen nur zufällig bestanden und sich daraus keine signifikante Schlussfolgerung ergab. Bei p-Werten kleiner oder gleich 0,001 konnte diese Hypothese zugunsten der Alternativhypothese H_1 abgelehnt werden und der Unterschied wurde mit einer Irrtumswahrscheinlichkeit $\alpha = 0,1\%$ als signifikant, also nicht zufallsbedingt angesehen.

4.3.2 Statistische Auswertung der Abgrenzung des Nervus intermediofacialis und seiner Abgänge

Zur besseren Beurteilung der untersuchten Strukturen wurden für die jeweiligen Bewertungen anschließend die Mittelwerte, Summenwerte, relativen Häufigkeiten und Modalwerte errechnet. Dabei ist der Modalwert \mathbf{X}_{M_0} der häufigste Wert einer Verteilung und gibt somit die Ausprägung an, die die größte Häufigkeit in einer Beobachtungsreihe besitzt. \mathbf{x}_i ist dabei der i-te Messwert, während \mathbf{f}_i die Funktion ist, die das Maximum aller i Messwerte sucht.

$$\mathbf{X}_{M_0} = \mathbf{x}_i, \text{ mit } \mathbf{f}_i = \max$$

Zur statistischen Analyse der Abgrenzbarkeit der anatomischen Landmarken des N. facialis sowie seiner Abgänge wurde der t-Test ausgewählt. Bei diesem statistischen Hypothesentest vergleicht man die Mittelwerte von 2 abhängigen Stichproben miteinander. Der t-Test für zwei abhängige Stichproben ist ein Lagetest und zählt zu den parametrischen (verteilungsabhängigen) Verfahren. Das Signifikanzniveau (2-seitig) wurde auf einen Wert von p auf $< 0,001$ festgelegt. Der Test diente der Überprüfung scheinbarer Differenzen in der Abgrenzbarkeit der jeweiligen anatomischen Strukturen in den verschiedenen Versuchsanordnungen und Sequenzen. Die Nullhypothese H_0 besagte, dass die gefundenen Differenzen nur zufällig bestanden und sich die einzelnen Entitäten bezüglich der Abgrenzbarkeit nicht signifikant voneinander unterschieden. Bei p-Werten kleiner oder gleich 0,001 konnte die Hypothese zugunsten der Alternativhypothese H_1 abgelehnt werden. Der Unterschied wurde mit einer Irrtumswahrscheinlichkeit $\alpha = 0,1\%$ als signifikant angesehen.

5. Ergebnisse:

Die MR-Untersuchungen konnten bei allen Probanden vollständig durchgeführt werden. Alle Datensätze konnten analysiert werden. Die Bildqualität war in jedem Fall ausreichend.

5.1 SNR

Eine Übersicht über die erzielten Messergebnisse der SNR-Verhältnisse im Bereich des GG am 3T MRT mittels Kopfspule und Oberflächenspule sowie der Kopfspule am 1,5T MRT ist der Tabelle 5 zu entnehmen. Tabelle 7 zeigt die Ergebnisse für den Bereich des Hirnstammes. Aufgeführt sind jeweils die errechneten Mittelwerte, Standardabweichungen der SNRs und die sich aus den Messergebnissen errechneten Quantile.

5.1.1 SNR-Verhältnisse im Bereich des Ganglion geniculi

Die Analyse der Messergebnisse der T1- und T2w Sequenzen bei Einsatz verschiedener Spulensysteme und unterschiedlicher Feldstärken ist für den Bereich des GG anhand der Boxplots in Abb. 13 dargestellt. Das Diagramm zeigt, dass die SNR-Werte für die T2w Sequenzen in jeder Versuchsanordnung höhere Werte aufweisen als die T1w Sequenzen. Allerdings weisen die SNRs der T2w Sequenzen ebenso einen größeren Streubereich auf als die Messergebnisse der T1w Sequenzen. Anhand des Wilcoxon-Tests wurde überprüft, ob sich signifikante Unterschiede innerhalb der verschiedenen Versuchsanordnungen ergaben (Tabelle 6).

Tabelle 5: Ergebnisse der SNR-Verhältnisse im Bereich des Ganglion geniculi

Ganglion geniculi				
		3T Kopfspule	3T Oberflächenspule	1,5T Kopfspule
T1w	Mittelwert	18,49	8,78	4,80
	Standardabweichung	3,93	1,53	1,47
	Quantil 25	16,04	7,53	3,92
	Quantil 50	17,03	8,79	4,54
	Quantil 75	21,20	10,22	5,31
T2w	Mittelwert	45,79	33,36	8,39
	Standardabweichung	12,20	7,99	3,16
	Quantil 25	36,21	24,50	6,23
	Quantil 50	45,18	32,45	7,63
	Quantil 75	54,65	40,26	9,36

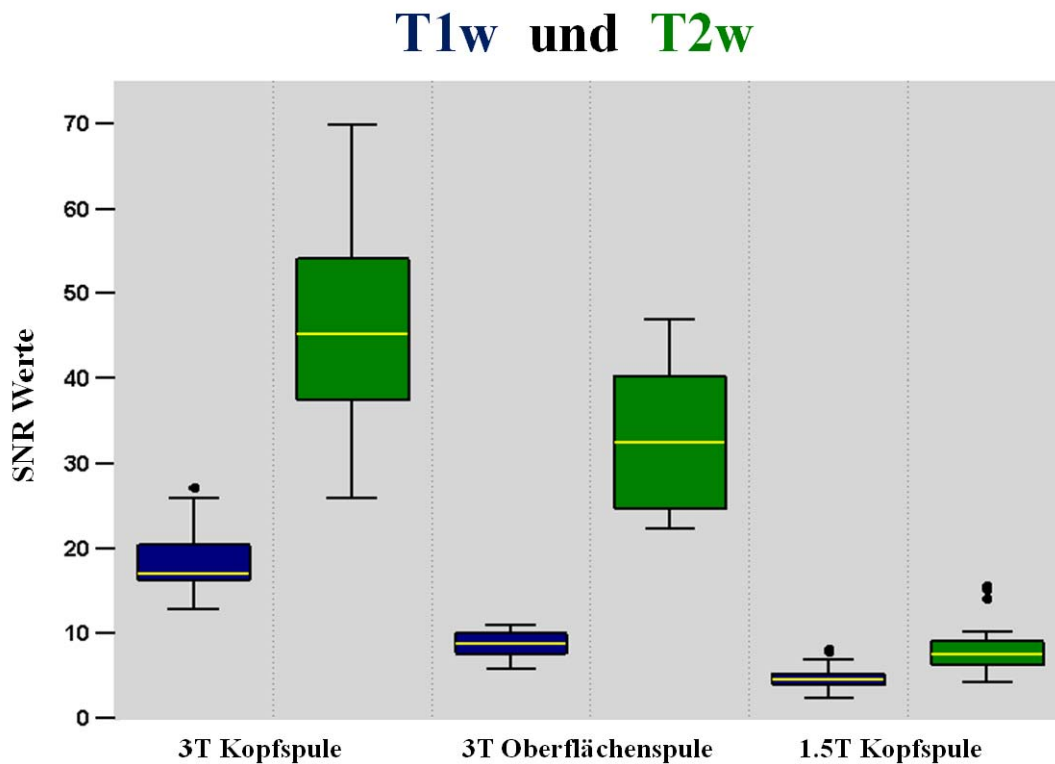


Abb. 13:

Vergleich der SNRs im Bereich des Ganglion geniculi in Beziehung zum jeweiligen Spulensystem, in T1w (blau) und T2w (grün).

Tabelle 6: SNR-Vergleiche im Bereich des Ganglion geniculi

Ganglion geniculi			
			Signifikanz (2-seitig)
T1w	3T Kopfspule	> 3T Oberflächenspule	$p < 0,001$
	1,5T Kopfspule	< 3T Oberflächenspule	$p < 0,001$
	3T Kopfspule	> 1,5T Kopfspule	$p < 0,001$
T2w	3T Kopfspule	– 3T Oberflächenspule	$p = 0,012$
	1,5T Kopfspule	< 3T Oberflächenspule	$p < 0,001$
	3T Kopfspule	> 1,5T Kopfspule	$p < 0,001$

Für die T1w Sequenzen konnten hochsignifikante Unterschiede zwischen den verwandten Spulen festgestellt werden. Die Kopfspule am 3T Gerät war der Oberflächenspule eindeutig überlegen ($p < 0,001$). Ebenso war ein eindeutiger SNR-Zugewinn durch den Einsatz von 3T zu verzeichnen. Beim Vergleich der Messergebnisse der Kopfspule am 1,5T MRT mit denen der Kopfspule am 3T Gerät in Bezug auf einen signifikanten Zusammenhang zeigte sich auch hier eine hochsignifikante Überlegenheit der Kopfspule am 3T MRT ($p < 0,001$). Bei der Überprüfung einer möglichen Signifikanz zwischen der Oberflächenspule am 3T Tomographen und der Kopfspule am 1,5T MRT ergab sich auch hier eine Signifikanz. Das heißt, dass im Bereich des GG bei T1w Sequenzen durch die Oberflächenspule am 3T MRT die qualitativ besseren Bilder akquiriert ($p < 0,001$) wurden. Für die T2w Sequenzen konnte eine Überlegenheit der 3T Kopfspule und auch der 3T Oberflächenspule gegenüber der Kopfspule am 1,5T MRT festgestellt werden ($p < 0,001$). Beim Vergleich der T2w Sequenzen zwischen Kopfspule und Oberflächenspule am 3T MRT zeigte sich kein signifikanter Unterschied ($p = 0,012$) zwischen den beiden Spulensystemen bei der selben Feldstärke von 3T.

5.1.2 SNR-Verhältnisse im Bereich des Hirnstammes

In Tabelle 7 und Abb. 14 sind die Ergebnisse für die SNR-Messungen im Bereich des Hirnstammes dargestellt.

Tabelle 7: Ergebnisse der SNR-Verhältnisse im Bereich des Hirnstammes

Hirnstamm				
		3T Kopfspule	3T Oberflächenspule	1,5T Kopfspule
T1w	Mittelwert	25,17	5,20	6,39
	Standardabweichung	4,31	1,00	1,48
	Quantil 25	21,63	4,47	5,21
	Quantil 50	24,68	5,40	6,53
	Quantil 75	27,50	5,80	7,24
T2w	Mittelwert	48,26	15,24	10,76
	Standardabweichung	9,16	3,91	2,60
	Quantil 25	39,90	11,89	9,13
	Quantil 50	49,26	14,91	9,95
	Quantil 75	55,74	18,32	12,84

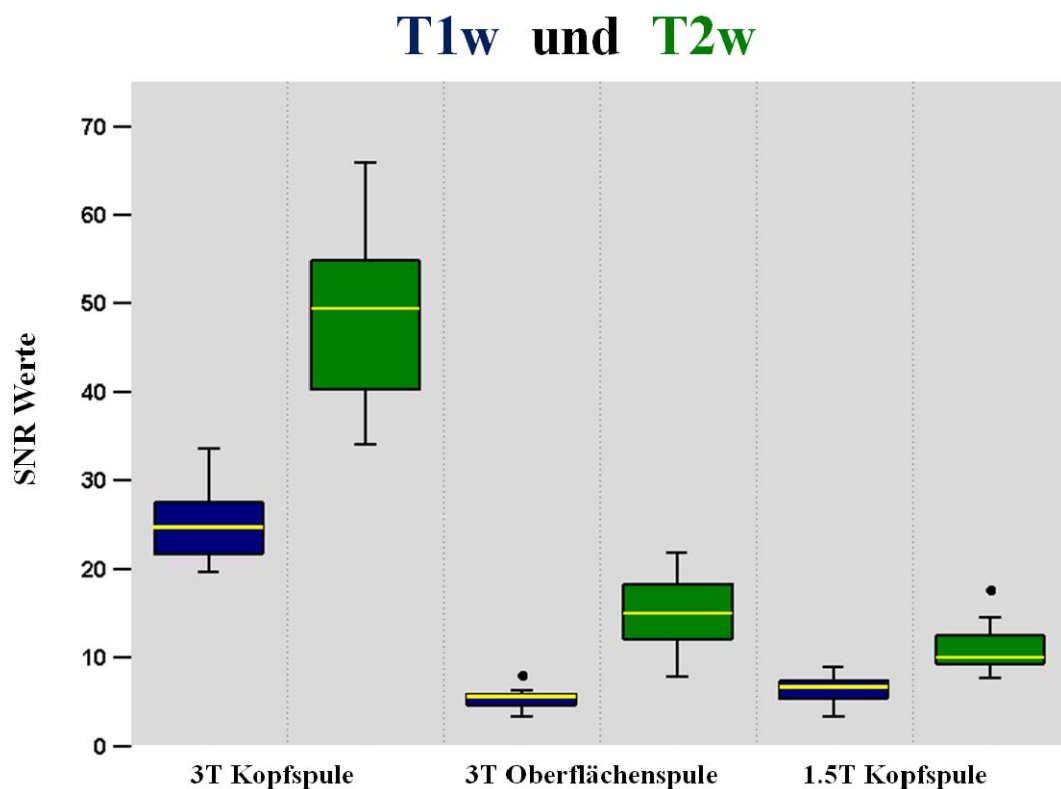


Abb. 14:
Vergleich der SNRs im Bereich des Hirnstammes in Beziehung zum jeweiligen Spulensystem, in T1w (blau) und T2w (grün).

Die Abb. 14 veranschaulicht die Messergebnisse der T1- und T2w Sequenzen in den jeweiligen Versuchsanordnungen für den Bereich des Hirnstammes. Das Diagramm zeigt auch hier insgesamt höhere SNR-Werte und größere Streubereiche der T2w Sequenzen im Gegensatz zu den T1w Sequenzen, wobei die SNR-Werte der Oberflächenspule beim 3T MRT im Vergleich zum GG wesentlich geringer sind und im Hirnstamm der Unterschied zwischen T1- und T2w Messwerten nicht mehr so groß ist. Der Unterschied in den Versuchsanordnungen zwischen den verwendeten Spulensystemen und Feldstärken wurde auch hier anhand des Wilcoxon-Tests überprüft (Tabelle 8).

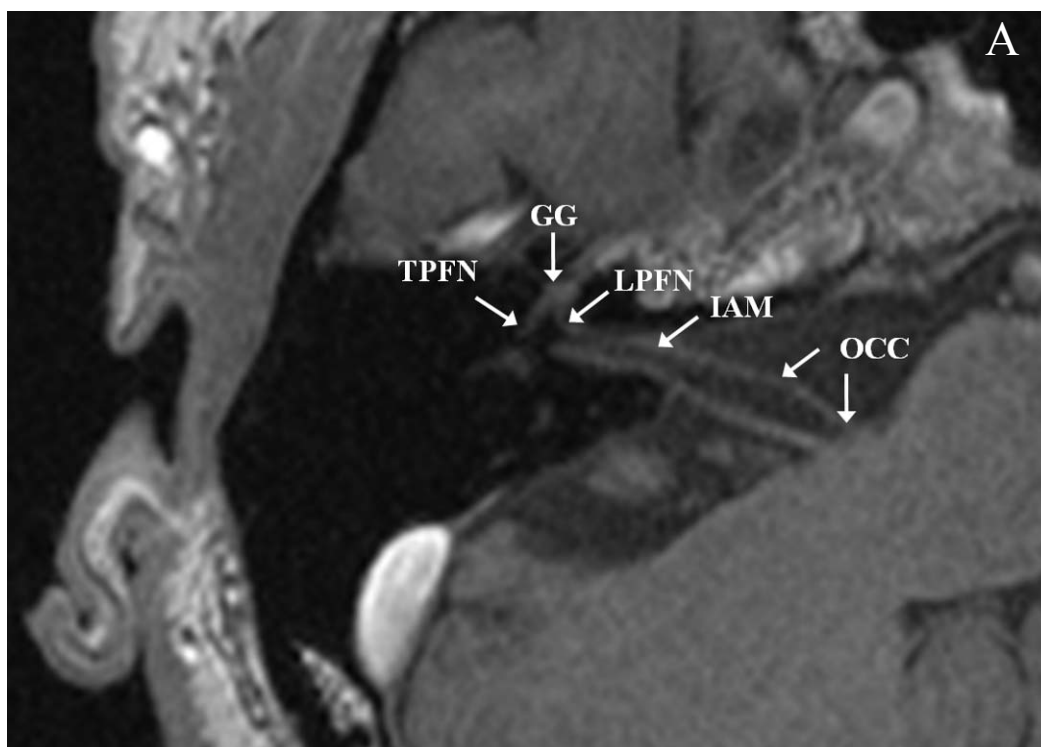
Tabelle 8: Ergebnisse bezüglich der Signifikanz in Bereich des Hirnstammes

Hirnstamm			
			Signifikanz (2-seitig)
T1w	3T Kopfspule	> 3T Oberflächenspule	$p < 0,001$
	1,5T Kopfspule	– 3T Oberflächenspule	$p = 0,008$
	3T Kopfspule	> 1,5T Kopfspule	$p < 0,001$
T2w	3T Kopfspule	> 3T Oberflächenspule	$p < 0,001$
	1,5T Kopfspule	< 3T Oberflächenspule	$p < 0,001$
	3T Kopfspule	> 1,5T Kopfspule	$p < 0,001$

Für die T1w Sequenzen konnte wiederum ein eindeutiger Vorteil der 3T Kopfspule gegenüber der 3T Oberflächenspule und der Kopfspule am 1,5T MRT festgestellt werden. Es ergab sich jeweils eine hochsignifikante Überlegenheit der 3T Kopfspule ($p < 0,001$). Ein Unterschied zwischen der 3T Oberflächenspule und 1,5T Kopfspule für die T1w Sequenzen konnte statistisch nicht als signifikant gesichert werden ($p = 0,008$). Bei der Überprüfung einer ebenso möglichen Signifikanz der 3T Kopfspule gegenüber der Oberflächenspule am 3T MRT und der 1,5T Kopfspule innerhalb der T2w Sequenzen ergab sich auch hier ein signifikanter Vorteil der 3T Kopfspule ($p < 0,001$). Beim Vergleich der 3T Oberflächenspule mit der 1,5T Kopfspule bestätigte sich für die T2-Wichtung die signifikante Überlegenheit der 3T Oberflächenspule ($p < 0,001$).

5.2 Ergebnisse zur Abgrenzbarkeit des Nervus intermediofacialis und seiner Abgänge

Dieser Teil der Studie umfasste eine Bewertung von insgesamt 14 verschiedenen anatomischen Strukturen innerhalb der Felsenbeinregion für alle durchgeführten Messungen. Andere Studien konnten bereits die Hauptabschnitte des N. facialis, das GG und der N. petrosus major erfolgreich darstellen (Leblanc 1992, Jäger et al. 1994, Sartoretti-Schefer et al. 1997, Kress et al. 2004). Anhand der vorliegenden Untersuchungen gelang es, Strukturen wie Abgang und zisternaler Verlauf (OCC), innerer Gehörgang (IAM), labyrinthärer Anteil des N. facialis (LPFN), Ganglion geniculi (GG), N. petrosus major (SGPN), N. vidianus (VN), Ganglion pterygopalatinum (PG), N. palatinus major (GPN), tympanaler Abschnitt des N. facialis (TPFN), N. auricularis posterior (BVN) und R. digastricus und R. stylohyoideus (DSB) genauer darzustellen und andere wie den N. petrosus minor (SLPN), N. stapedius (SN) oder Chorda tympani (TC) erstmals zu identifizieren bzw. abgrenzen zu können und dies statistisch zu belegen. In Abb. 15 A-G sind diese anatomischen Strukturen dargestellt.



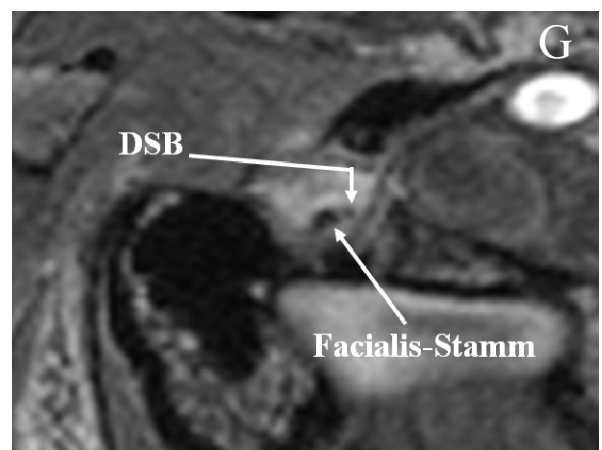
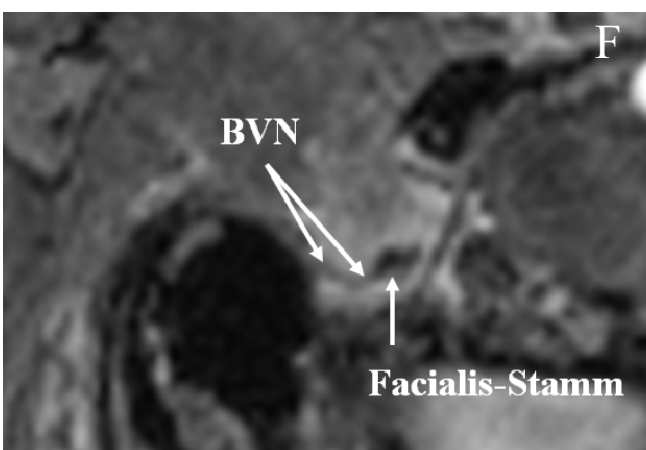
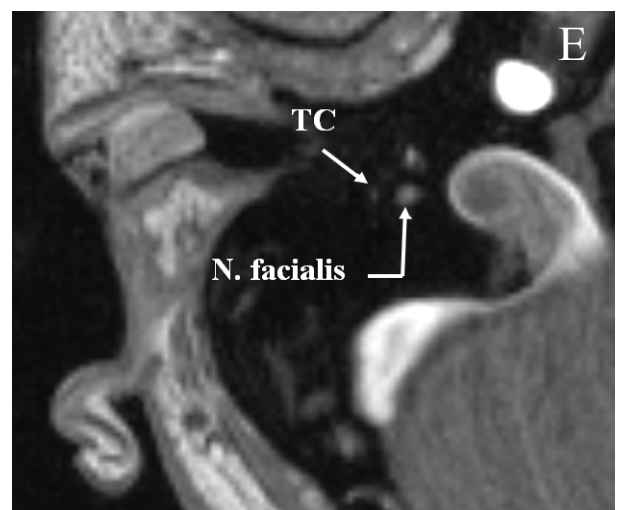
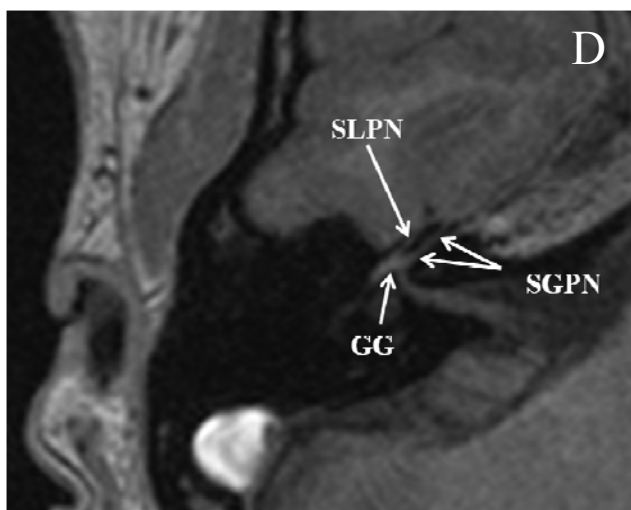
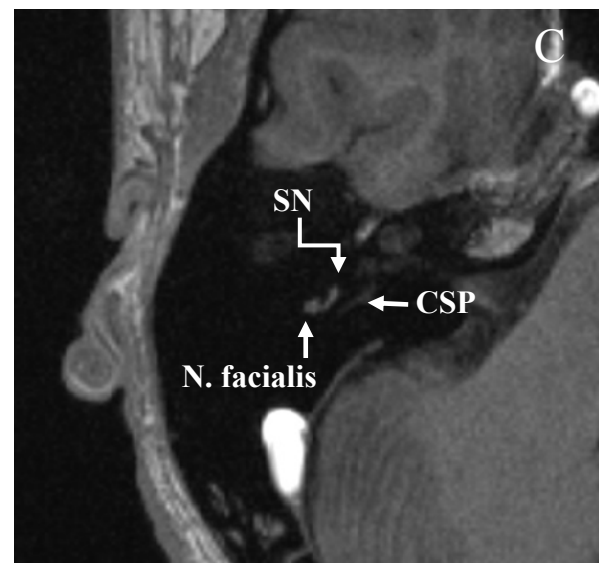
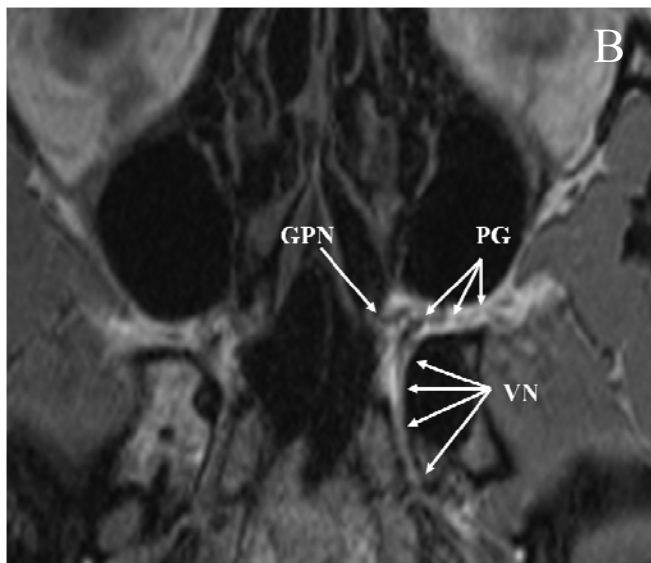


Abb. 15 A-G:

Bilder des Felsenbeins in axialer Schnittebene, mit 3T Kopfspule akquiriert, A-E T1w und E-F T2w.

(A) OCC = Abgang und zisternaler Verlauf, IAM = Innerer Gehörgang, LPFN = labyrinthärer Anteil des N. facialis, GG = Ganglion geniculi, TPFN = tympanaler Abschnitt des N. facialis

(B) VN = N. vidianus, PG = Ganglion pterygopalatinum, GPN = N. palatinus major

(C) SN = N. stapedius, CSP = Canalis semicircularis posterior

(D) SGPN = N. petrosus major, SLPN = N. petrosus minor, GG = Ganglion geniculi

(E) TC = Chorda tympani

(F) BVN = N. auricularis posterior

(G) DSB = R. digastricus und R. stylohyoideus

Da jede Struktur bei 20 Probanden in jeweils beiden Felsenbeinregionen beurteilt wurde, ergab sich somit eine Gesamtzahl von 40 Bewertungen pro Struktur. Die Bewertung erfolgte mit 0 = keine Abgrenzbarkeit, mit 1 = Abgrenzung mit Einschränkung und 2 für eine sichere Abgrenzbarkeit der Struktur. Somit ergaben sich eine minimale Bewertung von 0 und eine maximale von 2 für die Mittelwerte und Modalwerte sowie eine minimale Bewertung von 0 und eine maximale Bewertung von 80 für die Summenwerte.

5.2.1 Ergebnisse der T1-Wichtungen

Eine Übersicht über die erzielten Messergebnisse am 3T MRT gibt die Tabelle 9 für die durchgeführten Untersuchungen mittels Kopfspule wieder, die Tabelle 10 zeigt dies für die vergleichenden Aufnahmen durch die Oberflächenspule. Dementsprechend sind in Tabelle 11 die Ergebnisse der Kopfspule bei 1,5T dargestellt. Darin aufgeführt sind jeweils die Bewertungen der anatomischen Strukturen und ihre zugehörigen Mittelwerte und relativen Häufigkeiten wie auch die Summenwerte der einzelnen anatomischen Punkte. Abbildung 16 zeigt ein Beispiel für die unterschiedlich akquirierten Datensätze anhand der jeweiligen Scanmodalitäten in den T1w Sequenzen.

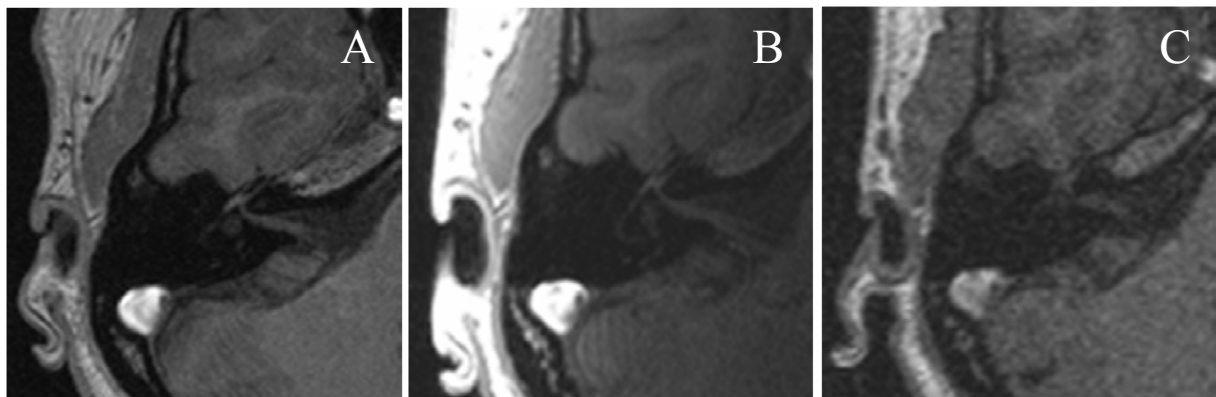


Abb. 16:

Vergleichende Darstellung der rechten Felsenbeinregion in axialer Schnittebene, T1w Bilder mit unterschiedlichen Scan-Modalitäten:

(A) 3T Kopfspule, (B) 3T Oberflächenspule und (C) 1,5T Kopfspule

Tabelle 9: Ergebnisse 3T Kopfspule, T1-Wichtung
 (0 = keine Abgrenzbarkeit, 1 = Abgrenzung mit Einschränkung,
 2 = sichere Abgrenzbarkeit der Struktur)

Struktur	Anzahl N	Bewertung			Mittel- wert	Relative Häufigkeit			Summen- wert
		0	1	2		0 (%)	1 (%)	2 (%)	
OCC	40	0	8	32	1,80	0	20,0	80,0	72/80
IAM	40	1	13	26	1,62	2,5	32,5	65,0	65/80
LPFN	40	0	2	38	1,95	0	5,0	95,0	78/80
GG	40	0	0	40	2,00	0	0	100,0	80/80
SGPN	40	3	10	27	1,60	7,5	25,0	67,5	64/80
SLPN	40	12	12	16	1,10	30,0	30,0	40,0	44/80
VN	40	5	12	23	1,45	12,5	30,0	57,5	58/80
PG	40	1	7	32	1,78	2,5	17,5	80,0	71/80
GPN	40	1	10	29	1,70	2,5	25,0	72,5	68/80
TPFN	40	0	10	30	1,75	0	25,0	75,0	70/80
SN	40	8	11	21	1,32	20,0	27,5	52,5	53/80
TC	40	19	14	7	0,70	47,5	35,0	17,5	28/80
BVN	40	21	12	7	0,80	52,5	30,0	17,5	32/80
DSB	40	7	14	19	1,22	17,5	35,0	47,5	49/80

Tabelle 10: Ergebnisse 3T Oberflächenspule, T1-Wichtung
 (0 = keine Abgrenzbarkeit, 1 = Abgrenzung mit Einschränkung,
 2 = sichere Abgrenzbarkeit der Struktur)

Struktur	Anzahl N	Bewertung			Mittel- wert	Relative Häufigkeit			Summen- wert
		0	1	2		0 (%)	1 (%)	2 (%)	
OCC	40	6	21	13	1,17	15,0	52,5	32,5	47/80
IAM	40	6	23	11	1,12	15,0	57,5	27,5	45/80
LPFN	40	0	10	30	1,75	0	25,0	75,0	70/80
GG	40	0	4	36	1,90	0	10,0	90,0	76/80
SGPN	40	6	16	18	1,30	15,0	40,0	45,0	52/80
SLPN	40	12	14	14	1,05	30,0	35,0	35,0	42/80
VN	40	10	17	13	1,07	25,0	42,5	32,5	43/80
PG	40	1	13	26	1,62	2,5	32,5	65,0	65/80
GPN	40	10	16	14	1,10	25,0	40,0	35,0	44/80
TPFN	40	0	7	33	1,82	0	17,5	82,5	73/80
SN	40	9	16	15	1,15	22,5	40,0	37,5	46/80
TC	40	22	7	11	0,72	55,0	17,5	27,5	29/80
BVN	40	21	12	7	0,65	52,5	30,0	17,5	26/80
DSB	40	7	14	19	1,30	17,5	35,0	47,5	52/80

Tabelle 11: Ergebnisse 1,5T Kopfspule, T1-Wichtung
 (0 = keine Abgrenzbarkeit, 1 = Abgrenzung mit Einschränkung,
 2 = sichere Abgrenzbarkeit der Struktur)

Struktur	Anzahl N	Bewertung			Mittel- wert	Relative Häufigkeit			Summen- wert
		0	1	2		0 (%)	1 (%)	2 (%)	
OCC	40	2	11	27	1,62	5,0	27,5	67,5	65/80
IAM	40	8	20	12	1,10	20,0	50,0	30,0	44/80
LPFN	40	6	21	13	1,17	15,0	52,5	32,5	47/80
GG	40	1	19	20	1,47	2,5	47,5	50,0	59/80
SGPN	40	21	11	8	0,67	52,5	27,5	20,0	27/80
SLPN	40	31	6	3	0,30	77,5	15,0	7,5	12/80
VN	40	21	16	3	0,55	52,5	40,0	7,5	22/80
PG	40	2	7	31	1,72	5,0	17,5	77,5	69/80
GPN	40	3	11	26	1,57	7,5	27,5	65,0	63/80
TPFN	40	6	21	13	1,17	15,0	52,5	32,5	47/80
SN	40	23	7	10	0,67	57,5	17,5	25,0	27/80
TC	40	38	2	0	0,05	95,0	5,0	0	2/80
BVN	40	22	11	7	0,62	55,0	27,5	17,5	25/80
DSB	40	10	17	13	1,07	25,0	42,5	32,5	43/80

In Abb. 17 sind die Summenwerte gemäß der jeweiligen Versuchsanordnung im Vergleich aufgeführt. Dieses Diagramm veranschaulicht die qualitative Überlegenheit der 3T Kopfspule in den T1w Sequenzen. Beispielsweise konnte das GG bei allen Probanden auf den von der 3T Kopfspule akquirierten Bildern eindeutig abgegrenzt werden, was den maximal möglichen Summenwert von 80 ergab. Mit der Oberflächenspule bei 3T MRT wurde ein Summenwert von 76 für das GG erreicht und mit der 1,5T Kopfspule ein Summenwert von 59. Bei den anderen anatomischen Strukturen wurden zwar nicht ebenso hohe Summenwerte erzielt, dennoch war die Tendenz dieselbe. Lediglich für die sehr peripheren Bereiche wie der tympanale Anteil des N. facialis (TPFN), die Chorda tympani (TC) oder der R. digastricus und R. stylohyoideus (DSB) wies die Oberflächenspule am 3T MRT geringfügig höhere Summenwerte als die 3T Kopfspule auf.

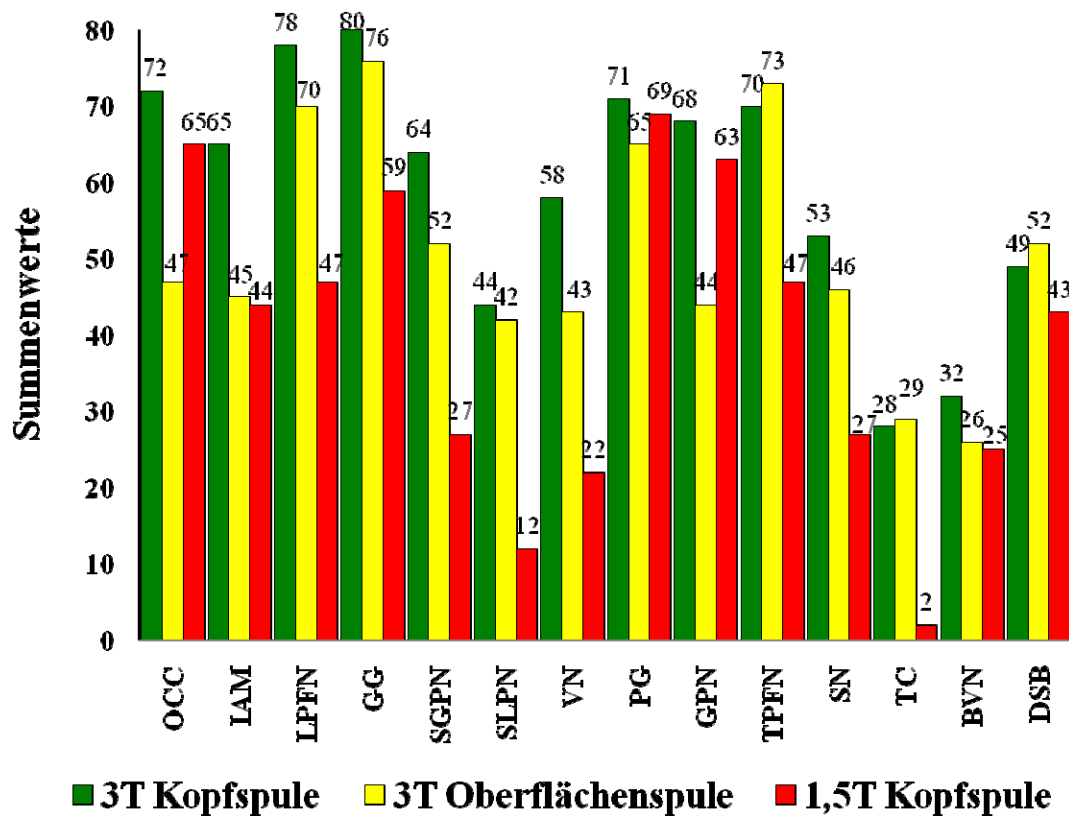


Abb. 17:

Summenwerte der 3T Kopfspule, 3T Oberflächenspule und 1,5T Kopfspule im Vergleich, T1-Wichtung

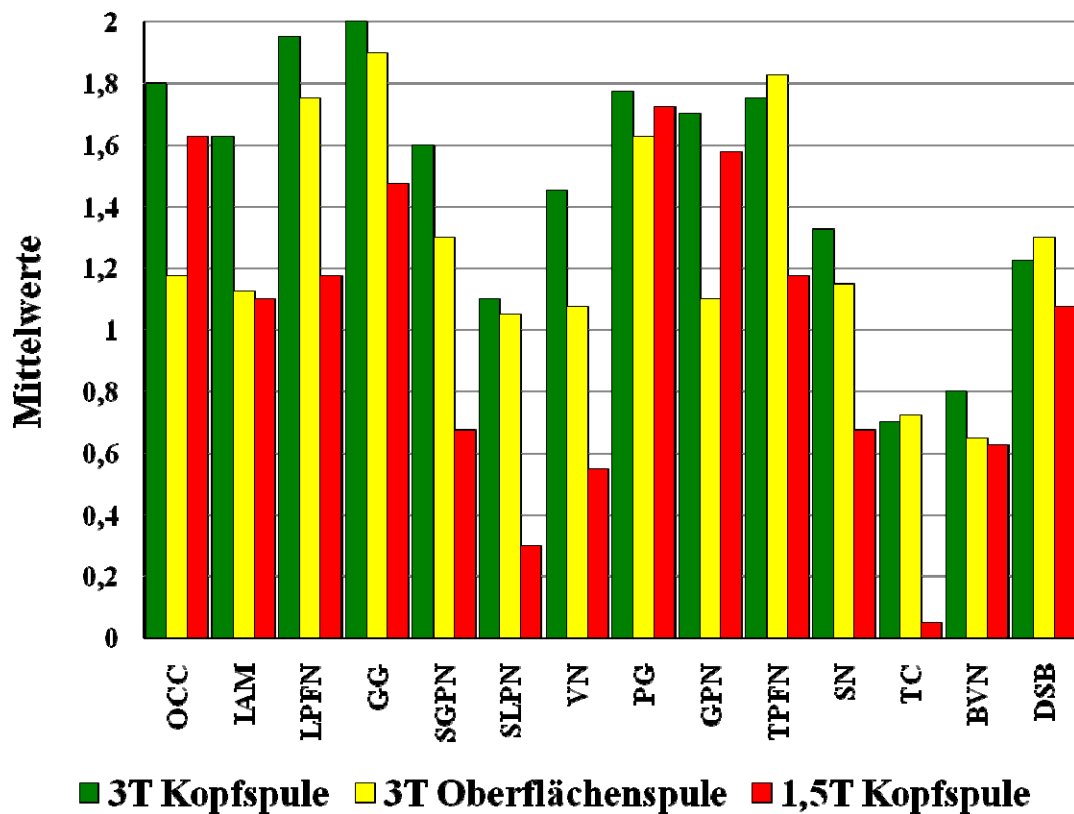


Abb. 18:

Mittelwerte der 3T Kopfspule, 3T Oberflächenspule und 1,5T Kopfspule im Vergleich, T1-Wichtung

Die Abb. 18 veranschaulicht durch die darin aufgeführten Mittelwerte die ausgesprochen gute Abgrenzbarkeit bzw. Identifizierbarkeit der verschiedenen Strukturen des N. intermediofacialis bei 3T. Anschaulicher werden die Ergebnisse, wenn man die Abb. 19 betrachtet. Hier sind die Modalwerte der bewerteten Strukturen in den verschiedenen Versuchsanordnungen aufgeführt. Diese verdeutlichen in Beobachtungsreihen mit ordinal skalierten und metrisch skalierten Merkmalen das Dichtemittel und können somit im Vergleich zum arithmetischen Mittel die Neigung der Verteilung charakterisieren. Besonders herauszuheben sind die gute Abgrenzbarkeit und die sich daraus ergebende gute Bewertung der durch die 3T Kopfspule akquirierten T1w Datensätze (Abb. 19). Es ergab sich für die meisten Strukturen ein Dichtemittel von 2. Allein für die Chorda tympani (TC) und den N. auricularis posterior (BVN) wurde ein Dichtemittel von 0 ermittelt. Ferner ist zu bemerken, dass bei der 3T Oberflächenspule circa die Hälfte der bewerteten Strukturen bereits nur noch einen Modalwert von 1 aufwies und somit nur noch mit Einschränkung abgrenzbar war. Die Beurteilung der T1w Aufnahmen der 1,5T Kopfspule zeigt eine nochmalige Verschlechterung in der Abgrenzbarkeit der Strukturen.

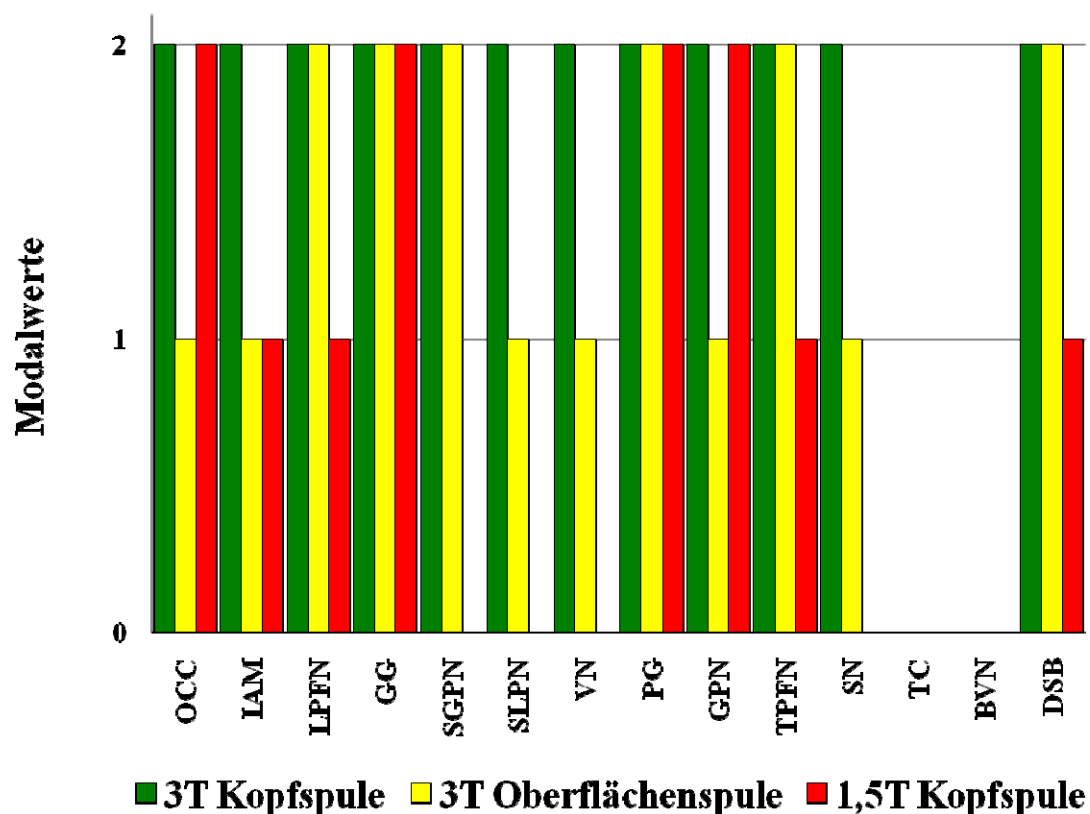


Abb. 19:
Modalwerte der 3T Kopfspule, 3T Oberflächenspule und 1,5T Kopfspule im Vergleich, T1-Wichtung

5.2.2 Ergebnisse der T2-Wichtungen

Die unten aufgeführten Tabellen zeigen eine Übersicht der Messergebnisse der T2w Sequenzen. In der Tabelle 12 sind die Ergebnisse der durchgeführten Untersuchungen mittels Kopfspule am 3T MRT aufgeführt. Die Tabelle 13 zeigt die Resultate der 3T Oberflächenspule und Tabelle 14 die vergleichenden Messergebnisse für die 1,5T Kopfspule. Darin sind die Bewertungen der anatomischen Strukturen und ihre zugehörigen Mittelwerte und relativen Häufigkeiten wie auch die Summenwerte der einzelnen anatomischen Punkte aufgezeigt. Die Summenwerte liegen bei allen untersuchten Strukturen unter den Werten der T1w Sequenzen.

Abbildung 20 stellt einen Vergleich der akquirierten Datensätze anhand der jeweiligen Scanmodalitäten in den T2w Sequenzen dar.

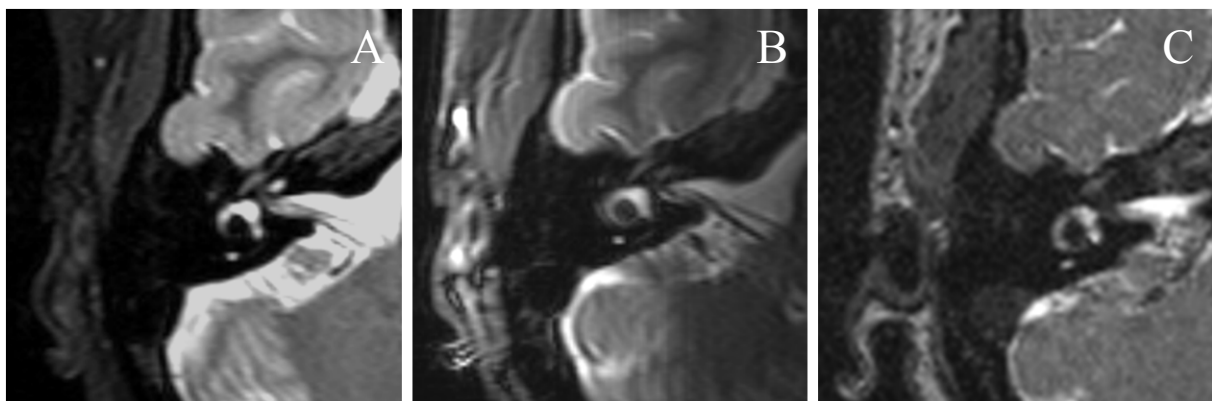


Abb. 20:
Vergleichende Darstellung der rechten Felsenbeinregion in axialer Schnittebene, T2w Bilder mit unterschiedlichen Scan-Modalitäten:
(A) 3T Kopfspule, (B) 3T Oberflächenspule mit erkennbaren Artefakten und (C) 1,5T Kopfspule

Tabelle 12: Ergebnisse 3T Kopfspule T2-Wichtung
 (0 = keine Abgrenzbarkeit, 1 = Abgrenzung mit Einschränkung,
 2 = sichere Abgrenzbarkeit der Struktur)

Struktur	Anzahl N	Bewertung			Mittel- wert	Relative Häufigkeit			Summen- wert
		0	1	2		0 (%)	1 (%)	2 (%)	
OCC	40	11	17	12	1,02	27,5	42,5	30,0	41/80
IAM	40	4	19	7	1,32	10,0	47,5	42,5	53/80
LPFN	40	6	22	12	1,15	15,0	55,0	30,0	46/80
GG	40	1	19	20	1,47	2,5	47,5	50,0	59/80
SGPN	40	20	13	7	0,67	50,0	32,5	17,5	27/80
SLPN	40	27	9	4	0,42	67,5	22,5	10,0	17/80
VN	40	27	5	8	0,52	67,5	12,5	20,0	21/80
PG	40	7	11	22	1,37	17,5	27,5	55,0	55/80
GPN	40	18	10	12	0,85	45,0	25,0	30,0	34/80
TPFN	40	11	17	12	1,02	27,5	42,5	30,0	41/80
SN	40	35	4	1	0,15	87,5	10,0	2,5	6/80
TC	40	39	1	0	0,02	97,5	2,5	0	1/80
BVN	40	38	2	0	0,05	95,0	5,0	0	2/80
DSB	40	35	4	1	0,15	87,5	10,0	2,5	6/80

Tabelle 13: Ergebnisse 3T Oberflächenspule T2-Wichtung
 (0 = keine Abgrenzbarkeit, 1 = Abgrenzung mit Einschränkung,
 2 = sichere Abgrenzbarkeit der Struktur)

Struktur	Anzahl N	Bewertung			Mittel- wert	Relative Häufigkeit			Summen- wert
		0	1	2		0 (%)	1 (%)	2 (%)	
OCC	40	27	7	6	0,47	67,5	17,5	15,0	19/80
IAM	40	27	9	4	0,42	67,5	22,5	10,0	17/80
LPFN	40	17	17	6	0,72	42,5	42,5	15,0	29/80
GG	40	2	27	11	1,22	5,0	67,5	27,5	49/80
SGPN	40	22	13	5	0,57	55,0	32,5	12,5	23/80
SLPN	40	30	7	3	0,32	75,0	17,5	7,5	13/80
VN	40	29	6	5	0,40	72,5	15,0	12,5	16/80
PG	40	16	19	5	0,72	40,0	47,5	12,5	29/80
GPN	40	31	8	1	0,25	77,5	20,0	2,5	10/80
TPFN	40	1	12	27	1,65	2,5	30,0	67,5	66/80
SN	40	34	5	1	0,17	85,0	12,5	2,5	7/80
TC	40	38	2	0	0,05	95,0	5,0	0	2/80
BVN	40	35	4	1	0,15	87,5	10,0	2,5	6/80
DSB	40	35	5	0	0,12	87,5	12,5	0	5/80

Tabelle 14: Ergebnisse 1,5T Kopfspule T2-Wichtung
 (0 = keine Abgrenzbarkeit, 1 = Abgrenzung mit Einschränkung,
 2 = sichere Abgrenzbarkeit der Struktur)

Struktur	Anzahl N	Bewertung			Mittel- wert	Relative Häufigkeit			Summen- wert
		0	1	2		0 (%)	1 (%)	2 (%)	
OCC	40	31	8	1	0,25	77,5	20,0	2,5	10/80
IAM	40	18	16	6	0,70	45,0	40,0	15,0	28/80
LPFN	40	28	9	3	0,37	70,0	22,5	7,5	15/80
GG	40	13	25	2	0,72	32,5	62,5	5,0	29/80
SGPN	40	34	5	1	0,17	85,0	12,5	2,5	7/80
SLPN	40	35	4	1	0,15	87,5	10,0	2,5	6/80
VN	40	30	7	3	0,32	75,0	17,5	7,5	13/80
PG	40	8	17	15	1,17	20,0	42,5	37,5	47/80
GPN	40	20	10	10	0,75	50,0	25,0	25,0	30/80
TPFN	40	34	6	0	0,15	85,0	15,0	0	6/80
SN	40	37	2	1	0,10	92,5	5,0	2,5	4/80
TC	40	39	1	0	0,02	97,5	2,5	0	1/80
BVN	40	29	9	2	0,32	72,5	22,5	5,0	13/80
DSB	40	14	18	8	0,85	35,0	45,0	20,0	34/80

Die Abb. 21 veranschaulicht die Summenwerte gemäß der jeweiligen Versuchsanordnung für die T2-Wichtung. Bei Betrachtung dieser Summenwerte erkennt man die verminderte Abgrenzbarkeit der Strukturen im Vergleich zu den T1w Datensätzen (Abb. 17). Beispielsweise erreicht das GG bei 3T akquirierten Datensätzen mittels Kopfspule nur noch einen Summenwert von 59 im Gegensatz zu den T1w Bildern, bei denen das GG mit einem Gesamtwert von 80 beurteilt wurde. Dennoch bleibt die Tendenz der Überlegenheit der 3T Kopfspule gegenüber der Oberflächenspule und 1,5T Kopfspule für die meisten Strukturen bestehen. Lediglich in den weiter peripher liegenden Regionen ist eine Dominanz der 3T Oberflächenspule und 1,5T Kopfspule zu verzeichnen, wobei hier eine geringe Überlegenheit der 3T Oberflächenspule auf den letzten Ästen oder anatomischen Punkten (TPFN, SN, TC) des Facialis vor seinem Austritt aus dem For. stylomastoideum besteht. Währenddessen weist die 1,5T Kopfspule im Bereich der extrakraniell verlaufenden Abgänge (BVN, DSB) die höchsten Summenwerte auf.

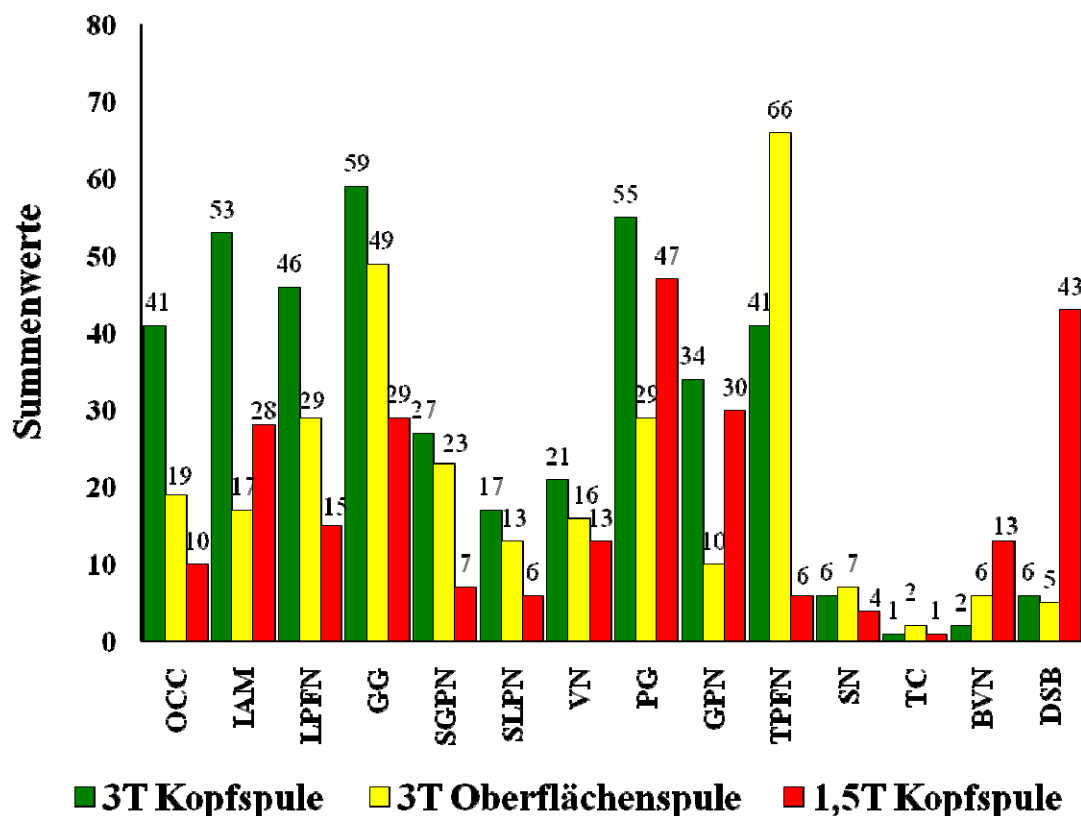


Abb. 21:

Summenwerte der 3T Kopfspule, 3T Oberflächenspule und 1,5T Kopfspule im Vergleich, T2-Wichtung

In der unten aufgeführten Abb. 22 sind die Mittelwerte der T2w Sequenzen in den bereits bekannten Versuchsanordnungen aufgeführt. Bei zusammengefasster Betrachtung erkennt man auch hier die schlechtere Abgrenzbarkeit der verschiedenen Strukturen des N. intermediofacialis im Gegensatz zu den T1w Datensätzen. Eindrücklicher werden die Ergebnisse, wenn man die Modalwerte in Abb. 23 betrachtet. Dabei fällt auf, dass die Mehrheit der Strukturen in den T2w Sequenzen nicht abgrenzbar ist. Die 3T Kopfspule ermöglicht zwar noch die beste Abgrenzbarkeit, dennoch können mehr als die Hälfte der Strukturen nicht abgegrenzt werden und der andere Teil meist nur noch mit Einschränkungen. Beim Vergleich der 3T Oberflächenspule und der 1,5T Kopfspule ist im Kontrast zu den T1w Sequenzen für keine der beiden Versuchsanordnungen eine Vorrangstellung zu verzeichnen. Die Analyse der Modalwerte und somit dem Dichtemittel der Messergebnisse verdeutlicht noch einmal die wesentlich größere Einschränkung in der Abgrenzbarkeit oder Identifizierbarkeit der Strukturen für die T2-Wichtung.

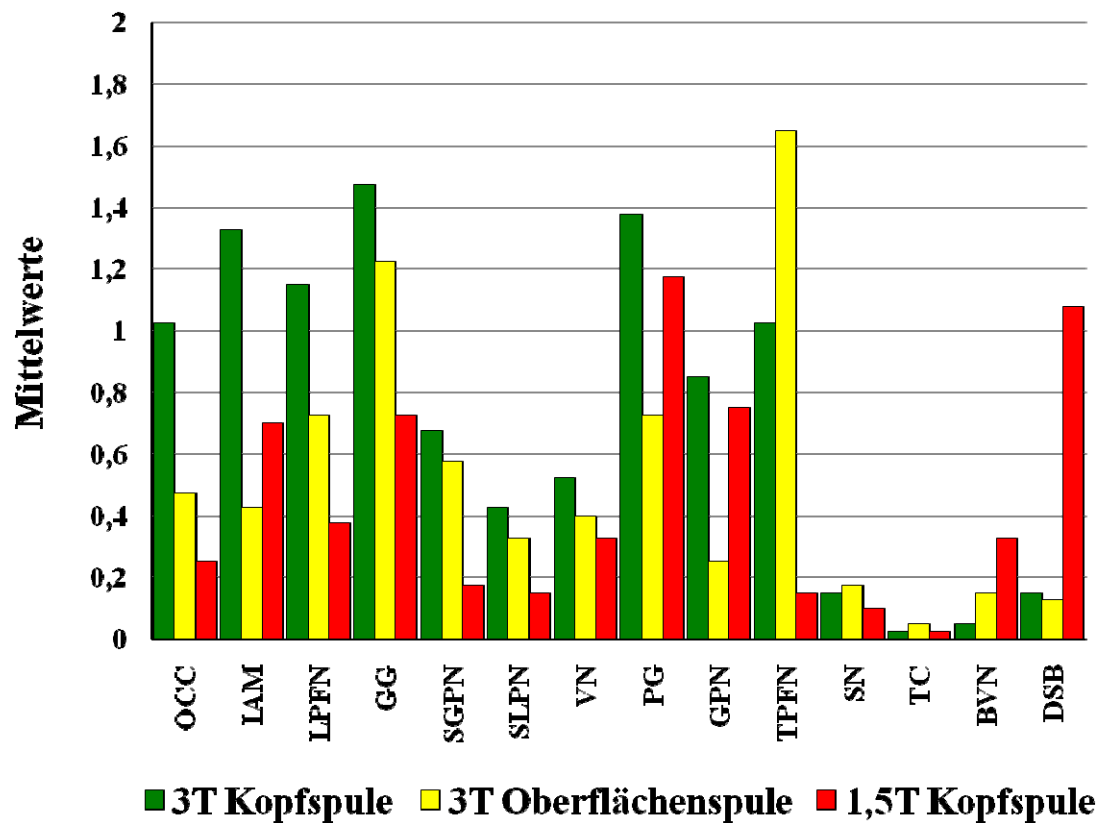


Abb. 22:

Mittelwerte der 3T Kopfspule, 3T Oberflächenspule und 1,5T Kopfspule im Vergleich, T2-Wichtung

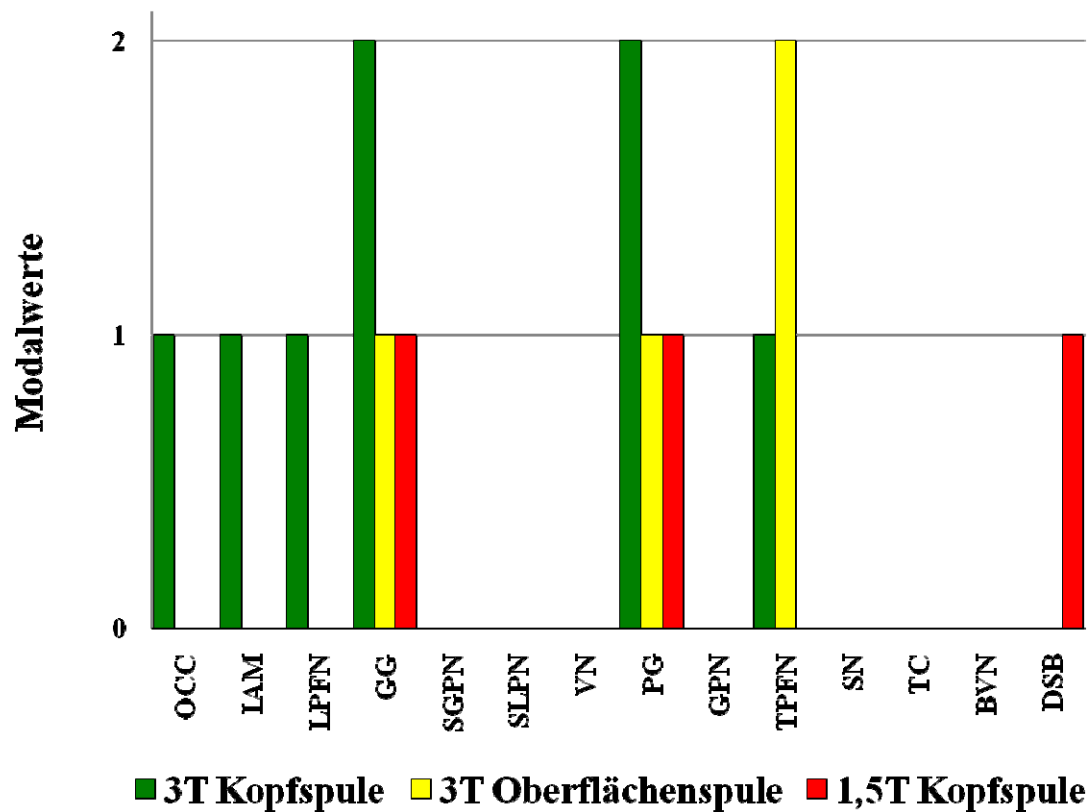


Abb. 23:

Modalwerte der 3T Kopfspule, 3T Oberflächenspule und 1,5T Kopfspule im Vergleich, T2-Wichtung

5.3 Analyse ausgewählter Abgänge des N. intermediofacialis

Nachdem es in dieser Arbeit erstmals gelang, selbst die kleinsten Nervenäste des N. intermediofacialis darzustellen, werden in diesem Teil dieser Studie bestimmte Strukturen des N. intermediofacialis nochmals näher analysiert.

5.3.1 Ausgewählte Abgänge in den T1w Sequenzen

In bisherigen Studien konnte zwar der Verlauf des Hauptstammes bzw. der Abschnitte des N. intermediofacialis, das GG und der N. petrosus major dargestellt werden, für die kleinsten Nervenäste gelang jedoch bislang keine statistisch relevante Identifikation oder Abgrenzbarkeit. In der vorliegenden Studie konnten mit den T1w Sequenzen der N. petrosus minor (SLPN), der N. stapedius (SN) und die Chorda tympani (TC) am besten abgebildet werden (Abb. 24). Aus den zuvor erhobenen Messergebnissen bzgl. der Abgrenzbarkeit der einzelnen anatomischen Strukturen wurde anhand des t-Tests eine mögliche statistisch relevante Abgrenzbarkeit der Strukturen in den entsprechenden Versuchsanordnungen überprüft (Tabelle 15).

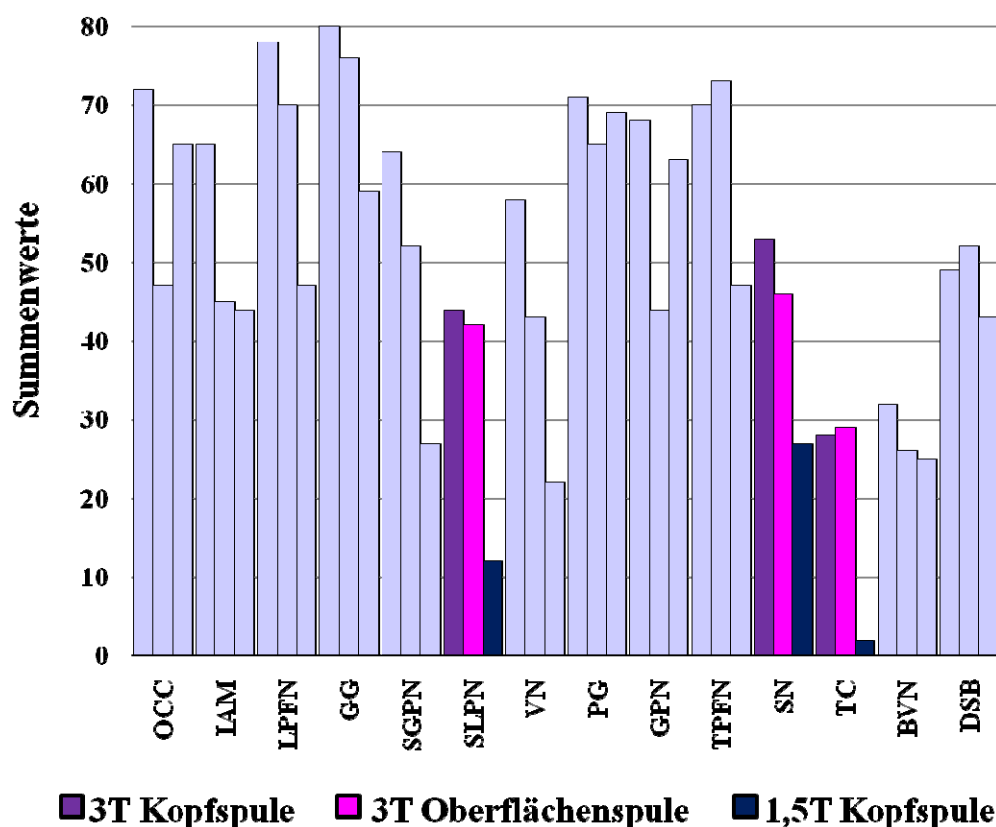


Abb. 24:

Summenwerte der T1-Wichtung der 3T Kopfspule, 3T Oberflächenspule und 1,5T Kopfspule im Vergleich, mit Schwerpunkt der Abgänge SLPN, SN und TC.

Tabelle 15: Ergebnisse des t-Tests des SLPN, SN und TC der vergleichenden Versuchsanordnungen

Struktur		Signifikanz (2-seitig)
SLPN	3T Kopfspule – 3T Oberflächenspule	$p = 0,688$
N. petrosus minor	3T Kopfspule – 1,5T Kopfspule	$p < 0,001$
SN	3T Kopfspule – 3T Oberflächenspule	$p = 0,181$
N. stapedius	3T Kopfspule – 1,5T Kopfspule	$p < 0,001$
TC	3T Kopfspule – 3T Oberflächenspule	$p = 0,844$
Chorda tympani	3T Kopfspule – 1,5T Kopfspule	$p < 0,001$

Wie aus der Abb. 24 hervorgeht, bestehen zwischen der 3T Kopfspule und der 3T Oberflächenspule keine relevanten Unterschiede in Bezug auf die Abgrenzbarkeit der ausgewählten Strukturen. Für den N. petrosus minor ergibt sich im Vergleich der 3T Kopfspule und der Oberflächenspule ein p-Wert von 0,688 und beweist somit keinen statistisch signifikanten Unterschied. Bei der Gegenüberstellung der 3T Kopfspule und 1,5T Kopfspule zeigt sich dagegen eine hochsignifikante Überlegenheit ($p < 0,001$) für die 3T Kopfspule. Für den N. stapedius ergibt sich tendenziell ein ähnlicher Zusammenhang. Die 3T Kopfspule und Oberflächenspule weisen keinen signifikanten Unterschied auf ($p = 0,181$), währenddessen die Überlegenheit der 3T Kopfspule gegenüber der 1,5T Kopfspule signifikant ($p < 0,001$) ist. Ebenso gilt dieser Bezug für die Chorda tympani. Wie bei den beiden anderen Nervenästen besteht auch hier kein statistisch signifikanter Unterschied zwischen Kopf- und Oberflächenspule am 3T MRT ($p = 0,844$). Die Kopfspule am 3T Gerät ist in der Beurteilung des Abgangs der Chorda tympani signifikant der Kopfspule am 1,5T MRT ($p < 0,001$) überlegen.

5.3.2 Ausgewählte Abgänge in den T2w Sequenzen

Für die T2w Sequenzen wurden das Ganglion geniculi (GG), der R. digastricus und R. stylohyoideus (DSB) sowie der N. petrosus minor (SLPN) gesondert auf ihre Abgrenzbarkeit untersucht. Diese Strukturen wurden ausgewählt, weil der R. digastricus und R. stylohyoideus im Weichteilgewebe der T2w Sequenzen besser identifizierbar waren als in den T1w Datensätzen. Der N. petrosus minor wurde ausgesucht, weil er als einer der kleinsten Nervenabgänge des N. intermediofacialis sowohl in T1 als auch in T2 dargestellt werden konnte. Somit ist anhand des N. petrosus minor auch ein gewisser Vergleich zwischen T1 und T2 möglich. Das GG ist ein wichtiger Strukturen des N. intermediofacialis, der in allen Sequenzen und Versuchsanordnungen kontinuierlich am besten darstellbar war. Infolgedessen wurde es als anatomische Bezugsgröße an dieser Stelle statistisch auf seine Abgrenzbarkeit hin untersucht. Auch bei Betrachtung der T2w Sequenzen wurde die statistische Analyse anhand des t-Tests durchgeführt (Tabelle 16). In Abb. 25 sind die Summenwerte, mit Schwerpunkt der jetzt genauer betrachteten Strukturen, in der T2-Wichtung abgebildet. Diese veranschaulicht nochmals den Unterschied zwischen der 3T und 1,5T Kopfspule, verdeutlicht aber auch die sich ähnelnden Ergebnisse der Kopf- und Oberflächenspule am 3T MRT.

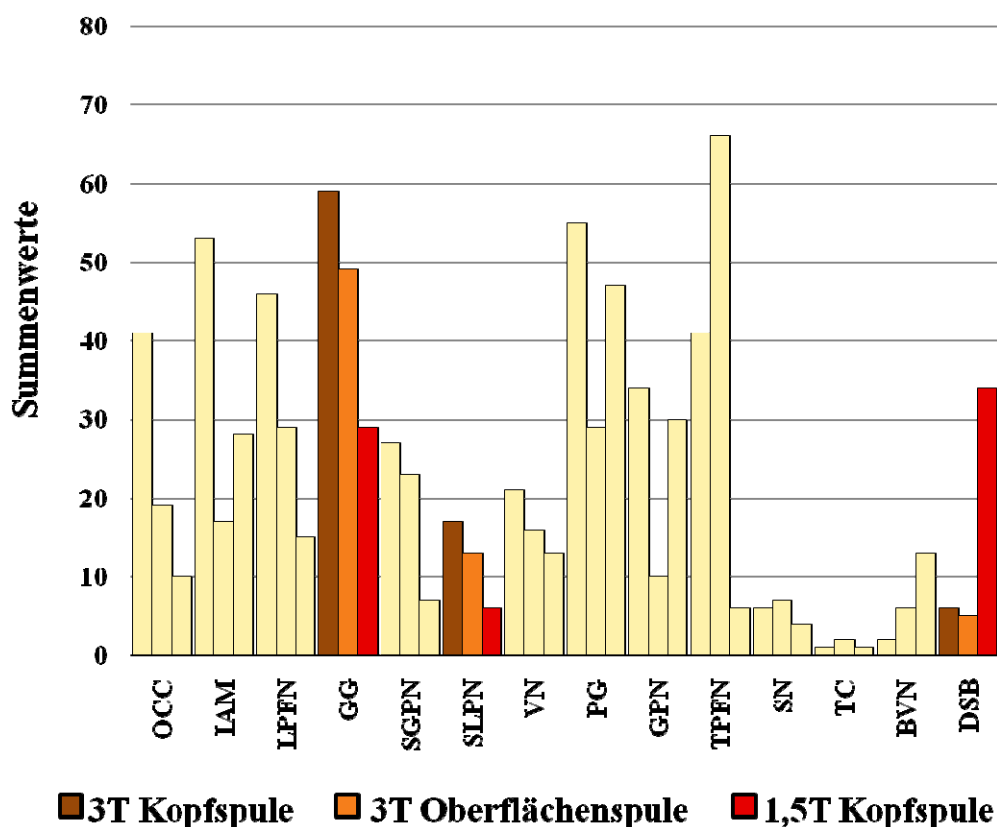


Abb. 25:

Summenwerte der T2-Wichtung der 3T Kopfspule, 3T Oberflächenspule und 1,5T Kopfspule im Vergleich, mit Schwerpunkt der Abgänge und anatomischen Punkte GG, SLPN und DSB.

Tabelle 16: Ergebnisse des t-Tests des GG, SLPN und DSB der vergleichenden Versuchsanordnungen

Struktur		Signifikanz (2-seitig)
GG Ganglion geniculi	3T Kopfspule – 3T Oberflächenspule	$p = 0,04$
	3T Kopfspule – 1,5T Kopfspule	$p < 0,001$
SLPN N. petrosus minor	3T Kopfspule – 3T Oberflächenspule	$p = 0,44$
	3T Kopfspule – 1,5T Kopfspule	$p = 0,014$
DSB R. digastricus, R. stylohyoideus	3T Kopfspule – 3T Oberflächenspule	$p = 0,66$
	3T Kopfspule – 1,5T Kopfspule	$p < 0,001$

Analog zur T1-Wichtung ergibt sich gleichermaßen für die T2-Wichtung kein statistisch signifikanter Unterschied zwischen der 3T Kopfspule und der 3T Oberflächenspule (Abb. 25, Tabelle 16). Weder für das GG ($p = 0,04$), noch für SLPN ($p = 0,44$) oder für DSB ($p = 0,04$) lässt sich eine statistisch maßgebliche Differenz nachweisen. Im Vergleich der 3T Kopfspule mit der 1,5T Kopfspule ergibt sich eine signifikante Überlegenheit ($p < 0,001$) der 3T Kopfspule in Bezug auf die Darstellbarkeit des GG. Der SLPN hingegen kann in der T2-Wichtung nicht wesentlich besser durch die 3T Kopfspule im Vergleich zur 1,5T Kopfspule ($p = 0,014$) abgegrenzt werden. Es zeigt sich somit, ganz im Gegensatz zur T1-Wichtung ($p < 0,001$), keine Signifikanz im Bereich des N. petrosus minor. Die Darstellung dieser Nervenstruktur sollte daher vorzugsweise anhand der T1w Sequenzen erfolgen. Für den DSB kann erstmals eine signifikante Überlegenheit der 1,5T Kopfspule im Vergleich zur 3T Kopfspule nachgewiesen werden ($p < 0,001$).

6. Diskussion:

6.1 Rolle und Stellenwert der MR-Facialisbildgebung

Die Darstellung des N. intermediofacialis und seiner Abgänge mittels MRT gehören im Rahmen der Differenzialdiagnostik HNO-ärztlicher und neurologischer Erkrankungen des Nervs bislang noch nicht zu den etablierten Diagnoseverfahren, die laut Arbeitsgemeinschaft der wissenschaftlichen medizinischen Fachgesellschaften (AWMF) in den Leitlinien festgelegt wurden. Dennoch wird die MR-basierte Facialisbildgebung bei besonderen Fragestellungen als ergänzendes Verfahren eingesetzt (Guntinas-Lichius und Sittel 2004).

Der N. intermediofacialis verfügt über die größte Anzahl von Anastomosen aller Hirnnerven. Es sind u.a. Verbindungen zwischen N. facialis, N. vestibulocochlearis, N. trigeminus, N. glossopharyngeus, N. vagus, N. hypoglossus, N. accessorius und den kutanen zervikalen Nerven bekannt (May und Schaitkin 2000, Ozdogmus et al. 2004). Ein Großteil dieser Verbindungen findet über den N. intermedius statt. Diese anatomische und topographische Komplexität konnte mit den Möglichkeiten der 1,5T MRT nur eingeschränkt abgebildet werden. Die mögliche Darstellung des N. intermediofacialis umfasste bislang die Hauptabschnitte des Truncus bis zum Austritt aus dem For. stylomastoideum (Jäger und Reiser 2001). In der Literatur gibt es vereinzelt Verweise auf die Darstellung des N. petrosus major (Sartoretti-Schefer et al. 1997, Kress et al. 2004, Jäger 2005) und eine Darstellung der Chorda tympani (Leblanc 1992). In keiner der vorliegenden Publikationen wurde die Darstellbarkeit der nervalen Strukturen statistisch evaluiert. Die vorliegende Studie zeigt, dass die MR-Bildgebung bei einer Feldstärke von 3T eine verbesserte Auflösung und Detailgenauigkeit ermöglicht, womit eine höhere diagnostische Sicherheit erreicht und die topografische Zuordnung der einzelnen Abschnitte erleichtert wird. Die signifikant bessere Darstellung des Hauptstammes und die Abgrenzbarkeit kleinster anatomischer Strukturen wie des N. petrosus minor, des N. stapedius und der Chorda tympani bei 3T ermöglichen die präzise Beantwortung hochspezifischer neurologischer und HNO-ärztlicher Fragestellungen, wie z. B. bei geplanter operativer Dekompression (Kakizawa et al. 2008) oder bei direkter Schädigung des Nervs aufgrund eines Cholesteatomes (Magliulo 2007). Im Rahmen neurochirurgischer und HNO-ärztlicher präoperativer Diagnostik ist der N. facialis eine der wichtigsten zu beurteilenden Strukturen bei geplanten Eingriffen im Bereich des Felsenbeines und des Kleinhirnbrückenwinkels. In der vorliegenden Studie wurde der Fokus auf die gesamte intrakranielle Darstellung des N. facialis, seiner Abgänge und Anastomosen gelegt,

wie auch einzelner extrakraniell verlaufender Abgänge.

6.2 Spulensysteme

Die Anwendung von Oberflächenspulen in der Bildgebung der Felsenbeinregion wird durch deren begrenztes FoV und die Inhomogenität ihres sogenannten Spulenprofils limitiert. Mit Verwendung von Phased-Array-Spulen sollten diese Probleme aber gelöst oder zumindest verringert sein (Hayes et al. 1993). Während Kopfspulen zwar ein relativ homogenes Signal aufweisen (Lin et al. 2003), wird mit Hilfe der Phased-Array-Technik unter Verwendung geringerer Spulendurchmesser, einer Erhöhung der Spulenzahl, der Nutzung paralleler Bildgebung und entsprechender Rekonstruktionsalgorithmen versucht, die Signalhomogenität und das SNR zu optimieren (Welker et al. 2001, Gareis et al. 2007). Verschiedene Arbeitsgruppen beschäftigten sich bereits intensiv mit der Bildgebung von Oberflächen- und Phased-Array-Spulen und deren Verbesserungen (Wald et al. 1995, Lin et al. 2003). So konnten Wald und Mitarbeiter zeigen, dass Phased-Array-Spulen in der Nähe der Spulenelemente ein großes, mit dem der Kopfspule vergleichbares, SNR aufweisen, welches allerdings mit zunehmendem Abstand bzw. Eindringtiefe in den Kopf abnimmt. Diese Beobachtungen gehen mit den Ergebnissen der vorliegenden Studie konform. Schmalbrock und Mitarbeiter (Schmalbrock et al. 1995) untersuchten die Felsenbeinregion bei 1,5T mit Hilfe von Phased-Array-Spulen unterschiedlicher Größe sowie im Vergleich zu einer Kopfspule und zeigten, dass die Phased-Array-Spulen bis zur Eindringtiefe von 7- 8 cm ein höheres SNR aufweisen. Bei tiefer im Schädel gelegenen Strukturen resultiert allerdings ein geringeres SNR für die Phased-Array-Spule und ergibt infolgedessen für diese Region eine Überlegenheit der Kopfspule. Auch hier stimmen die Resultate der hier vorliegenden Arbeit mit der Studie von Schmalbrock und Mitarbeitern überein. In der vorliegenden Arbeit war die 3T Oberflächenspule der 1,5T Kopfspule in jeder Versuchsanordnung mit Ausnahme der T1w Aufnahme im Bereich des Hirnstammes, welcher eine größere Eindringtiefe erfordert, signifikant überlegen. Schmalbrock et al. erklärten weiterhin, dass die richtige Positionierung der Phased-Array-Spulen bezogen auf das B₀-Feld Grundvoraussetzung und entscheidend ist, um die interessierende Region erfolgreich zu untersuchen. Hier bietet die Arbeit auch einen Ansatz zu einer kritischen Betrachtung. Bei nicht optimaler Positionierung der Oberflächenspule geht Signal verloren und möglicherweise wird nicht das vorgesehene FoV akquiriert. Ein weiteres, nicht zu vernachlässigendes Problem der Bildgebung mit der

3T Oberflächenspule stellt u. a. die morphologische Konstitution des Probanden dar. Bei einem relativ hohen subkutanen Fettanteil des Probanden resultiert eine Signalverminderung der sich darunter befindlichen Gewebeanteile (Abb. 26). Das fettreiche Gewebe selbst stellt sich sehr signalreich dar und wirkt vergleichsweise wie ein Puffer gegenüber der darunter liegenden Region, welche kaum noch Signal erreicht (Schmalbrock et al. 1995). Diese Aspekte zeigen mögliche Ursachen für das geringere SNR im Bereich des Hirnstammes.

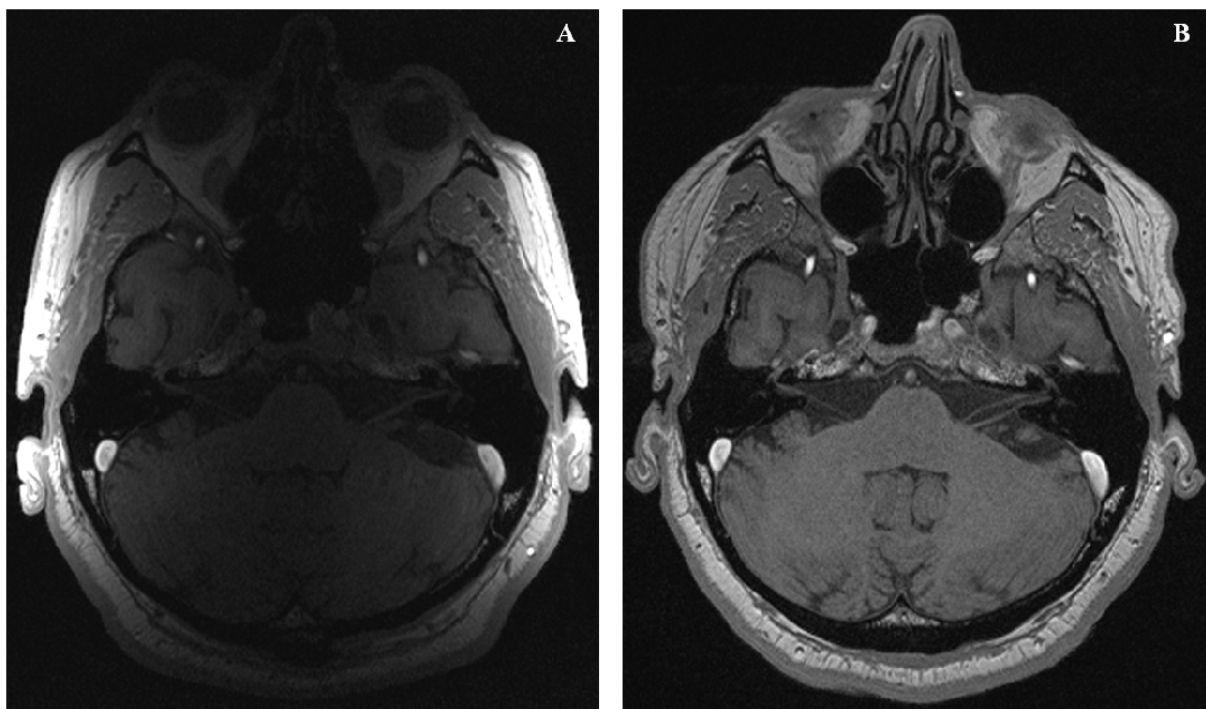


Abb. 26:
Vergleichende Darstellung der Felsenbeinregion in axialer Schnittebene,
T1w FLASH-Sequenz mit unterschiedlichen Scan-Modalitäten:
(A) 3T Oberflächenspule mit Signalabfall in zentraler Richtung und
(B) 3T Kopfspule mit durchgängig homogenem Signal.

6.3 Sequenzen

Bei den vorliegenden Untersuchungen wurden für die jeweiligen Versuchsanordnungen möglichst identische Sequenzparameter gewählt, um die verschiedenen Spulensysteme unter möglichst gleichen Voraussetzungen vergleichen zu können. Daher wurden am 3T TIM Trio die Messungen mit der Kopf- bzw. Oberflächenspule mit den gleichen Werten für TR, TE, Flipwinkel, Schichtdicke, Matrix, FoV, Schichtanzahl und Mittlungen durchgeführt.

Die identische Größe des FoV mit der Oberflächenspule wird, wie bereits in vorangegangene Studien erwähnt (Roemer et al. 1990, Hayes et al. 1991, Hayes et al. 1993), durch die Phased-Array-Technik ermöglicht. Die Parameter der am 1,5T Vision Plus Tomographen eingesetzten Sequenzen weichen stärker von den korrespondierenden Einstellungen am 3T TIM Trio ab. Dies ist durch die verschiedenen Gerätegenerationen sowie durch die unterschiedliche Gerätesoftware bedingt. So war es am 1,5T MRT nicht möglich, eine gleichwertige SPACE-Sequenz zu verwenden. Die ersatzweise eingesetzte DESS-Sequenz stellte die bestmögliche Alternative dar, um annähernd gleichwertige Bilder bzw. Datensätze für eine Gegenüberstellung zu erhalten. Unterschiede in den Sequenzparametern zwischen 1,5T und 3T betrafen vorwiegend TE, TR und Matrixgröße, wohingegen FoV, Anzahl der Mittlungen und Schichtanzahl nahezu identisch waren. Die Schichtdicke ließ sich gerätebedingt nur auf 0,8 mm minimieren, wobei alle Aufnahmen, sowohl am 3T MRT wie auch am 1,5T MRT, mit isotropen Voxeln akquiriert wurden.

In vorherigen Studien zur Darstellung des Felsenbeines wurden häufig T1- und T2w SE-Sequenzen eingesetzt. Wesentliche Vorteile der T1w FLASH-Sequenzen gegenüber den bis dahin üblichen T1w SE-Sequenzen sind ein günstigeres Signal/Rausch-Verhältnis und eine kontrastreichere Darstellung (Matthaei et al. 1986, Jäger et al. 1994). Jäger und Kollegen (Jäger et al. 1994) bspw. verwendeten zur Untersuchung des Felsenbeines bei 1,0T zum einen eine T1w 2D FLASH-Sequenz, zum anderen eine 3D T2w CISS-Sequenz. FLASH-Sequenzen weisen, ebenso wie TSE-Sequenzen, kürzere Akquisitionszeiten als SE-Sequenzen auf und führen damit zu einer deutlichen Verkürzung der Gesamtuntersuchungszeit (Elster 1993). Die verwendete 2D FLASH-Sequenz ermöglichte jedoch lediglich eine Schichtdicke von 2 mm. Im Gegensatz dazu konnten die T2w-Daten mit Hilfe der 3D CISS-Sequenz aber mit einer Schichtdicke von 0,5 - 0,8 mm akquiriert werden. In einer ähnlichen Studie von Müller-Lisse und Kollegen (Müller-Lisse et al. 1995) wurde für die T1w Aufnahmen ebenfalls die 2D FLASH-Sequenz favorisiert. Auch hier erfolgten die Aufnahmen mit Schichtdicken von 2mm.

Zur Diagnostik der Felsenbeinregion haben sich entsprechend der Literaturdaten die T1w FLASH-Sequenz und die 3D T2w CISS-Sequenz etabliert. Die Beurteilung der Nerven erfolgt anhand der FLASH-Aufnahmen, während die CISS-Sequenz unter anderem zur Begutachtung der anatomischen Verhältnisse der flüssigkeitsgefüllten Strukturen des Innenohrs und des inneren Gehörganges dient (Bauknecht und Klingebiel 2005).

In T2w GRE-Bildern (CISS-Sequenz) kommt der Liquor, Endo- und Perilymphe stark signalreich zur Darstellung, die nervalen Strukturen dagegen zeigen sich als signalarme Aussparung (Casselman und Bensimon 1997, Greess et al. 2002). Aufgrund dieser Tatsache dienen CISS-Sequenzen der indirekten Beurteilung der Hirnnerven, wie hier des N. intermediofacialis in seinem Abgangsbereich aus dem Hirnstamm, dem lateralen Sulcus bulbopontinus und seinem zisternalen Verlauf bis zum inneren Gehörgang.

In der vorliegenden Arbeit wurde aufgrund der Artefaktanfälligkeit bewusst auf eine CISS-Sequenz verzichtet. An deren Stelle traten nun die SPACE- und DESS-Sequenz. Da im Vordergrund unserer Untersuchungen die Evaluierung des N. facialis und seiner Abgänge stand, erwies sich die Auswahl dieser Sequenztypen als geeignet. Anhand der SPACE-Sequenz war es möglich, den Hauptstamm und seine Nervenäste auch nach dessen Austritt aus dem inneren Gehörgang gut beurteilen zu können. Dies konnte bis dato mit der CISS-Sequenz nur ungenügend realisiert werden. Da es nicht möglich war, die SPACE-Sequenz am 1,5T MRT zu implementieren, diente in diesem Fall eine modifizierte und optimierte DESS-Sequenz als adäquater Ersatz.

In der vorliegenden Versuchsreihe wurden im Unterschied zu anderen Studien (Müller-Lisse et al. 1995, Jäger und Reiser 2001) ausschließlich 3D-Sequenzen benutzt. Diese haben im Gegensatz zu 2D-Sequenzen den Vorteil, dass sie die Akquirierung dünnerer Schichten erlauben und MPR ermöglichen (Arnold et al. 1996, Czerny et al. 1998). Einen weiteren Aspekt, der für die 3D-Bildgebung spricht, stellt der Verlauf des N. intermediofacialis dar. Die Abgrenzung des Hauptstammes wie seiner wichtigsten Strukturen ist durch die alleinige Akquisition transversaler Schichten nicht möglich. Zur regelrechten Veranschaulichung ist zumindest eine weitere Schichtebene erforderlich. Für die Darstellung ab Höhe des mastoidalen Abschnittes und seines extrakraniellen Verlaufes bilden sagittale Aufnahmen die erforderliche Ergänzung (Müller-Lisse et al. 1995, Czerny et al. 2003). In der vorliegenden Studie waren solche komplementären Untersuchungen nicht notwendig. Durch die Verwendung isotroper Voxel konnten die akquirierten Bildinformationen anhand multiplanarer Rekonstruktionen ohne Verluste an Auflösung oder Verzerrung in anderer Schichtführung rekonstruiert werden.

Ein wesentlicher Nachteil bestand allerdings in der relativ langen Scan-Zeit, die im Mittel circa 16 min betrug. Daraus ergaben sich eine höhere Anfälligkeit für Bewegungsartefakte, ein geringerer Patientenkomfort und höhere Kosten. Verschiedene Autoren konnten in

Arbeiten mit ähnlichem Studiendesign durchaus kürzere Scan-Zeiten erreichen.

Die Arbeitsgruppe von Kress und Kollegen (Kress et al. 2004) untersuchte das Kontrastmittel-Enhancement im Bereich des N. petrosus major an einem 1,5T MRT anhand einer T1w FFE (Fast Field Echo)-Sequenz mit einer Scan-Zeit von 2.51 min. Auch Fischbach und Mitarbeiter (Fischbach et al. 2008) erreichten in ihrer Studie bei 3T zur Darstellung mehrerer Hirnnerven der hinteren Schädelgrube eine Scan-Zeit von 4.21 min mittels einer FSE-Sequenz. Im Gesamtüberblick weisen diese Studien zwar wesentlich kürzere Scan-Zeiten auf, jedoch gelang es keiner dieser Untersuchungen, die kleineren Nervenabgänge des N. intermediofacialis detailliert darstellen zu können.

6.4 Vergleich SNR in Abhängigkeit von Feldstärke, Spule und Sequenz

Im Rahmen dieser Studie wurde die Bildqualität anhand von SNR-Verhältnissen unter Berücksichtigung verschiedener Einflussfaktoren wie Magnetfeldstärke, Sequenzen und Spulensystemen bestimmt. Um optimale Voraussetzungen für einen möglichst aussagekräftigen Vergleich zu schaffen, wurden MR-Scanner des gleichen Herstellers bei den Feldstärken 1,5T und 3T und möglichst identisch angepasste Sequenzparameter verwendet. Ebenso erfolgte die Auswertung aller Datensätze auf derselben Bearbeitungs-Workstation und mit gleicher Software.

In erster Linie ergaben sich höhere SNR-Verhältnisse für die T2w Datensätze als für die T1w. Gleichmaßen weisen die SNR-Ergebnisse in den T2w Sequenzen einen größeren Streubereich auf und somit eine größere Ungenauigkeit im Vergleich zu den T1w Sequenzen (Abb. 13 und 14).

Die Ausprägung der unterschiedlichen SNR-Ergebnisse zwischen den T1- und T2w Sequenzen zeigte sich am deutlichsten in den jeweiligen Versuchsanordnungen am 3T MRT. Da aufgrund der identischen Feldstärke und Sequenzen die gleichen Voraussetzungen bestanden, beruht die Ursache der verschiedenen SNR-Ergebnisse in der Auswahl der verwendeten Spulensysteme.

Bei der Gegenüberstellung der verschiedenen Spulen ergab sich für die T1w Sequenzen eine hochsignifikante Überlegenheit der 3T Kopfspule gegenüber der 3T Oberflächenspule wie auch gegenüber der 1,5T Kopfspule im Bereich des GG. Gleichfalls zeigte sich eine signifikante Dominanz der 3T Oberflächenspule gegenüber der 1,5T Kopfspule. Da mit

zunehmender Feldstärke das SNR steigt (Hoult und Lauterbur 1979, Edelstein et al. 1986, Heidemann et al. 2004, Kuhl et al. 2008), war mit dieser Tendenz der Ergebnisse zu rechnen. Dementsprechend ergaben sich ähnliche Ergebnisse für die T2-Wichtung. Auch hier besteht eine signifikante Überlegenheit der 3T Kopfspule wie auch der 3T Oberflächenspule gegenüber der 1,5T Kopfspule. Jedoch ist kein signifikanter Unterschied zwischen der 3T Kopfspule und der 3T Oberflächenspule zu verzeichnen. In der Region des Hirnstammes konnte sowohl für die T1w wie auch für die T2w Datensätze eine signifikante Überlegenheit der 3T Kopfspule gegenüber der 3T Oberflächenspule und der 1,5T Kopfspule nachgewiesen werden. Bei der Überprüfung auf eine Überlegenheit der 3T Oberflächenspule gegenüber der 1,5T Kopfspule ergaben sich für die T1w Daten keine signifikanten Unterschiede zwischen diesen beiden Versuchsanordnungen. Lediglich für die T2w Datensätze konnte eine signifikante Überlegenheit der 3T Oberflächenspule gegenüber der 1,5T Kopfspule bestätigt werden. Die SNR-Werte für die 3T Oberflächenspule waren im Bereich des GG wesentlich höher als in der Hirnstammregion; die SNR-Werte nahmen bei Verwendung der Oberflächenspule aber mit zunehmender Eindringtiefe in den Kopf deutlich ab (Murakami et al. 1996). Im peripheren Bereich ist die Ausleuchtung der Spule noch optimal und die zu untersuchenden Strukturen können gut beurteilt werden. Dies begründet die signifikante Überlegenheit der 3T Oberflächenspule gegenüber der 1,5T Kopfspule im Bereich des peripher gelegenen GG für die jeweiligen Wichtungen. Für die T2w SPACE-Sequenz ergaben sich für die 3T Oberflächenspule in dieser Region so hohe Werte, dass beim Vergleich der 3T Kopfspule und Oberflächenspule kein signifikanter Unterschied für die SNR-Messwerte zu verzeichnen war.

Graf und Mitarbeiter (Graf et al. 2004) untersuchten in ihrer Studie die Verbesserung der Bildqualität durch Erhöhung der Feldstärke. Die Untersuchungen erfolgten jeweils an einem 1,5T und 3T MRT mittels Kopfspule. Es wurde jeweils eine 3D CISS-Sequenz mit den gleichen Parametern verwendet. Die Auswertung der Bildqualität erfolgte durch Bestimmung von SNR-Verhältnissen in Regions-of-Interest (ROIs). Die ROIs wurden einmal in der Cochlea, Canalis semicircularis und im Kleinhirnbrückenwinkel platziert. Die Gegenüberstellung der ROIs zeigte eindeutig höhere Werte für die 3T Datensätze. Dieselbe Tendenz zeigte sich in der vorliegenden Studie. Obwohl andere ROIs ausgewählt wurden, zeigt die Gegenüberstellung der 3T Kopfspule und 1,5T Kopfspule die signifikante Überlegenheit der 3T Kopfspule in jeder Region und Sequenz. Da in der vorliegenden Arbeit

im Unterschied zur Studie von Graf und Kollegen zusätzlich ROIs außerhalb des Schädels (wo kein Gewebesignal empfangen wird) positioniert wurden und diese bei Berechnung der SNR berücksichtigt wurden, bietet die vorliegende Arbeit durchaus genauere Ergebnisse im Hinblick auf die SNR-Bestimmung.

Auch Fischbach und Mitarbeiter (Fischbach et al. 2008) untersuchten innerhalb ihrer Studie die unterschiedlichen SNR-Werte am 1,5T und 3T MRT. Der Vergleich erfolgte jedoch lediglich innerhalb der T2w FSE-Sequenzen. Auch Sie schlussfolgerten, dass mit Erhöhung der Feldstärke auch die SNR-Verhältnisse steigen und eine bessere Identifizierbarkeit der Hirnnerven ermöglicht wird.

6.5 Vergleich der Abgrenzbarkeit des Nervus intermediofacialis und seiner Abgänge in Abhängigkeit von Feldstärke, Spule und Sequenz

Ausgehend von der Vermutung, dass mit Hilfe der 3T Bildgebung detailgenauere Darstellungen der zu untersuchenden Strukturen im Gegensatz zur Bildgebung bei 1,5T möglich sind (Baudendistel et al. 2004, Schmitt et al. 2004), untersuchten wir 14 Strukturen des N. intermediofacialis. Im Rahmen der Arbeit erfolgte die genaue Darstellung, Bewertung und statistische Untersuchung dieser verschiedenen anatomischen Strukturen innerhalb der Felsenbeinregion. Als primäres Ergebnis unserer Untersuchungen ergab sich im Gegensatz zu bisherigen Studien (Gebarski et al. 1992, Leblanc 1992, Müller-Lisse et al. 1995, Sartoretti-Schefer et al. 1997) die eindeutige und reproduzierbare Identifizierung der Mehrheit der untersuchten Strukturen.

Jäger und Kollegen (Jäger 2001) stellten bei ihren 1,5T Untersuchungen der Innenohrstrukturen erfolgreich alle Hauptabschnitte des N. facialis dar. Jedoch konnten als zusätzliche Strukturen des N. facialis lediglich das GG wie auch der N. petrosus major identifiziert werden. Zur Akquirierung wurde hierzu eine T1w 2D FLASH-Sequenz (TR 483 ms, TE 10 ms, $\alpha = 80^\circ$, FoV 160 mm, Matrix 256 x 256, d = 2 mm, Pixelgröße 0,63 x 0,63 mm) verwendet, die T2-Dateninformationen wurden anhand einer 3D CISS-Sequenz (TR 12,5 ms, TE 5,9 ms, $\alpha = 70^\circ$, FoV 160 mm, Matrix 512 x 512, d = 0,51 – 0,8 mm, Pixelgröße 0,31 x 0,31 mm) ermittelt. Ebenso gelang Sartoretti-Schefer und Kollegen (Sartoretti-Schefer et al. 1997) in ihren Untersuchungen, wie analog zu vorherigen Studien (Gebarski et al. 1992, Müller-Lisse et al. 1995), lediglich die Darstellung der Hauptabschnitte des N. facialis, des GG und des N. petrosus major.

Unsere Untersuchungsreihe ergab zunächst für die Gesamtheit der Begutachtungen höhere Bewertungen der Strukturen anhand der T1w Sequenzen als bei den T2w Sequenzen. Dies wird in erster Linie durch den Vergleich der Summenwerte (Abb. 17 und 21) und Mittelwerte (Abb. 18 und 22) veranschaulicht. Bei Betrachtung der Summenwerte erkennt man im Hinblick auf den Vergleich von 3T Kopf- und Oberflächenspule, wie auch der 1,5T Kopfspule für die T1w Sequenzen die qualitative Überlegenheit der 3T Kopfspule. Die Summenwerte (Abb. 17) und speziell die Modalwerte (Abb. 19), die das Dichtemittel einer Verteilung charakterisieren, zeigen zum einen die besseren Resultate innerhalb der Versuchsanordnungen bei 3T und somit die besseren Ergebnisse durch Erhöhung der Feldstärke. Zum anderen wird anhand dieser Diagramme in gleicher Weise die Überlegenheit der 3T Kopfspule verdeutlicht. Die Betrachtung der Modalwerte demonstriert dies am deutlichsten. Für die 3T Kopfspule wurde für alle bis auf zwei Strukturen ein Dichtemittel von 2 ermittelt. Indessen ergab sich für die Hälfte der Strukturen, die durch die 3T Oberflächenspule dargestellt und bewertet wurden, lediglich ein Modalwert von 1. In dieser Versuchsanordnung waren die anatomischen Punkte folglich nur noch mit Einschränkung abgrenzbar. Diese Tendenz setzte sich in den T1w Aufnahmen mit der 1,5T Kopfspule fort. Hier kann nur noch circa ein Drittel der Strukturen eindeutig abgegrenzt werden, ein zweites Drittel mit Einschränkung, währenddessen bei den übrigen Strukturen keine Abgrenzung oder Identifizierung mehr möglich war.

Bei der Analyse der T2w Datensätze (Abb. 21 und 22) fallen in erster Hinsicht die bereits erwähnten durchgängig geringeren Ergebnisse der verschiedenen Versuchsanordnungen im Vergleich zu den T1w Aufnahmen auf.

Im Gesamtüberblick der T2w Bildinformationen setzt sich gewissermaßen die gleiche Rangordnung der Spulensysteme fort. Die 3T Kopfspule weist in der Mehrheit der Messergebnisse weiterhin die höchsten Werte auf. Ihre Vorrangstellung nimmt jedoch im Vergleich zur Oberflächenspule in Richtung der peripheren Region ab. Dieser Sachverhalt wird am deutlichsten durch die Betrachtung der Summenwerte (Abb. 21) wiedergegeben. Zusammenfassend zeigt sich innerhalb der T2-Wichtung lediglich für die zentral liegenden Strukturen eine Überlegenheit der 3T Kopfspule. Für die peripheren Strukturen des N. intermediofacialis ergibt sich eine Prävalenz der 3T Oberflächenspule und der 1,5T Kopfspule. Während die Oberflächenspule über einen relativen Vorrang in Bezug auf die letzten Strukturen vor dem Austritt aus dem For. stylomastoideum verfügt,

dominiert die 1,5T Kopfspule in Bezug auf die extrakraniell verlaufenden Abgänge.

In der bereits erwähnten Studie der Arbeitsgruppe von Kress und Kollegen (Kress et al. 2004) wurde die betroffene Seite in der Akutphase der idiopathischen Facialisparesie an einem 1,5T MRT mittels einer Oberflächenspule dargestellt. Für die Aufnahmen wurde eine T1w FFE (Fast Field Echo)-Sequenz (TE 3,2 ms, TR 9,4 ms, Flipwinkel 15°, FoV 300 mm, Matrix 512 x 328, Schichtdicke: 0,7 mm, Scan-Zeit 2.51 min) eingesetzt. Bei allen 18 Patienten konnte der N. petrosus major der erkrankten Seite dargestellt werden, allerdings erfolgte kein Vergleich mit der kontralateralen gesunden Seite.

In der vorliegenden Studie wurden ausschließlich gesunde Probanden ohne Kontrastmittel untersucht. Es gelang in keiner Versuchsanordnung, den N. petrosus major im gesamten Verlauf zu 100 % abzugrenzen, d.h. jeden Nerven mit 2 zu bewerten. Bestmöglich erfolgte die Abgrenzung des Nerven anhand der 3T Kopfspule in der T1-Wichtung zu 92,5 % (Tabelle 9). Dazu muss berücksichtigt werden, dass im Unterschied zu Kress und Kollegen bei der vorliegenden Arbeit eine Bewertung der Abgrenzbarkeit vorgenommen wurde. Bei Kress und Kollegen wurde der N. petrosus major aufgrund einer Hypothese für den Infektionsweg der Erkrankung durch Viren, welche aus dem Nasenrachenraum über die Fossa pterygopalatina und den N. petrosus major in das GG gelangen, untersucht. Infolge der Infektion entsteht häufig eine ödematöse Schwellung und im Rahmen dessen auch ein Kontrastmittel-Enhancement in der MRT, was die Identifizierung des Nerven durchaus beeinflussen kann.

Kress und Kollegen erklärten u. a., dass die Akquisition einer T2w Sequenz nicht nötig war, da der Nerv nicht von Liquor umgeben ist und somit der Flüssigkeitskontrast fehlt. Deshalb kann der Nerv in der T2-Sequenz nicht vom umgebenen Gewebe abgegrenzt werden. In der vorliegenden Studie war es durchaus möglich, anhand der ausgewählten T2w SPACE- oder DESS-Sequenzen die untersuchten Strukturen des N. intermediofacialis erfolgreich abzugrenzen.

6.6 Statistischer Vergleich zur Darstellbarkeit

Im Rahmen dieser Arbeit konnten erstmals kleinste Strukturen des N. intermediofacialis identifiziert und dargestellt werden. Anschließend erfolgte in der vorliegenden Arbeit eine statistische Evaluation dieser kleinsten Abgänge des N. intermediofacialis.

Eine statistisch relevante Aussage zur Abgrenzbarkeit der Strukturen wurde in den entsprechenden Versuchsanordnungen überprüft. Für die T1w Sequenzen wurden der SLPN, SN und die TC untersucht, da die Strukturen in dieser Wichtung am genauesten darstellbar waren (Abb. 24). Beim Vergleich der 3T Kopfspule und Oberflächenspule ergaben sich keine relevanten Unterschiede in Bezug auf die Abgrenzbarkeit der ausgewählten Strukturen. Für den SLPN ergab sich ein p-Wert von 0,688; für SN ein p-Wert von 0,181 und für die TC wurde ein p-Wert von 0,844 errechnet (Tabelle 15). Da der p-Wert jeweils Größen von $> 0,001$ annahm, wurde folglich das Signifikanzniveau überschritten. Dementsprechend erfolgte eine Gegenüberstellung der 3T und der 1,5T Kopfspule bezüglich der ausgewählten anatomischen Strukturen in den T1w Sequenzen. Für jede der untersuchten Strukturen resultierte ein p-Wert von $< 0,001$ (Tabelle 15). Es bestätigte sich somit eine signifikante Überlegenheit der 3T Kopfspule gegenüber der 1,5T Kopfspule.

Für die T2w Sequenzen wurden der DSB, das GG und der SLPN als zu untersuchende Strukturen des N. intermediofacialis ausgesucht (Abb. 25). Anhand des t-Tests erfolgte auch für die T2w Sequenzen die statistische Analyse. Der Vergleich zwischen 3T Kopfspule und 3T Oberflächenspule erbrachte gleichartige Ergebnisse, wie oben für die T1-Wichtung beschrieben. Nach der statistischen Evaluation wurde für das GG ein p-Wert von 0,04 festgestellt, für den SLPN wurde ein p-Wert von 0,44 und für DSB ein p-Wert von $p = 0,66$ errechnet (Tabelle 16). Somit bestand auch innerhalb der T2w Sequenzen kein statistischer Unterschied ($p > 0,001$) zwischen der 3T Kopfspule und der Oberflächenspule.

Ebenso erfolgte eine Gegenüberstellung der 3T und 1,5T Kopfspule derselben anatomischen Punkte. Für das GG und für den DSB ergab sich ein p-Wert von $< 0,001$ (Tabelle 16). Im Bereich des GG bestätigte sich die Überlegenheit der 3T Kopfspule, während im Bereich des peripheren, extrakraniell liegenden DSB eine Überlegenheit der 1,5T Kopfspule bestand. Lediglich für den SLPN wurde ein p-Wert von 0,014 ermittelt. Folglich besteht für diese Struktur keine statistisch nachweisliche Vorrangstellung der 3T Kopfspule. Da die 3T Kopfspule innerhalb der T2w Sequenzen für den SLPN keinen Vorteil belegen konnte, empfiehlt sich, zur Darstellung des SLPN die T1w Sequenz zu verwenden.

6.7 Artefakte

Bei der bildgebenden Darstellung der Felsenbeinregion in der MRT müssen verschiedene Möglichkeiten der Entstehung von Artefakten berücksichtigt werden. Diese Artefakte können zu Fehlinterpretationen führen. Hierbei wird zwischen verschiedenen Formen von Artefakten unterschieden:

Es müssen zunächst Bewegungsartefakte benannt werden. Sie sind Folge einer periodischen Störung der Amplitude oder Phasenlage des Kernspinsignals und verlaufen immer in Phasenkodierrichtung (Nitz et al. 2007). Diese Form der Artefakte ist unabhängig von jeder technischen Einstellung und wird alleinig durch den Probanden erzeugt. Es existiert eine Reihe von Einflussfaktoren, welche die Wahrscheinlichkeit ihres Auftretens beeinflussen. Als ein Faktor ist hier der Patientenkomfort bzw. die Patientenlagerung zu nennen. Die korrekte und angenehme Lagerung des Patienten oder Probanden ist Grundvoraussetzung für jede Untersuchung und erhöht gleichsam die Compliance der Versuchsperson, was natürlich in den durchgeführten Untersuchungen zu beachten war. Ein weiterer und zugleich der wichtigste Faktor ist die Scan-Dauer. Mit Erhöhung der Akquisitionszeit steigt auch die Häufigkeit für das Auftreten von Bewegungsartefakten. Die vorliegende Studie beinhaltete relativ lange Scan-Zeiten. Alleinig die Untersuchungszeit betrug 1 Stunde und 39 Minuten, dazu kommen Probandengespräch, Lagerung, Shimmen, Geräteumbau oder –wechsel zwischen den jeweiligen Versuchsanordnungen. Dies erforderte eine hohe Compliance der Probanden. Bei Sichtung der Datensätze waren keine wesentlichen Bewegungsartefakte vorhanden, die eine Wiederholung oder Wegfall der durchgeführten Sequenzen zur Folge gehabt hätten. Alle akquirierten Datensätze konnten somit für die Auswertung der Untersuchungen verwendet werden. Fluss- oder Pulsationsartefakte werden ebenfalls der Kategorie Bewegungsartefakte zugeordnet. Pulsationsartefakte werden durch fließendes Blut oder durch den zerebrospinalen Liquorfluss verursacht und äußern sich in Richtung des Phasengradienten. Die Spins, die sich entlang eines Magnetfeldgradienten bewegen, erfahren eine Phasenverschiebung. So wird z. B. ein Blutgefäß entlang der Phasenrichtung mehrmals abgebildet. In bestimmten Gebieten kann eine Platzierung regionaler Sättiger erfolgen, die die longitudinale Komponente der Magnetisierung reduzieren und sich dadurch ebenso die Flussartefakte reduzieren können (Nitz et al. 2007). Die am häufigsten verursachten Pulsationsartefakte im Bereich des Kleinhirnbrückenwinkels werden durch die Arteria (A.) carotis interna verursacht. Allerdings bleiben die meisten Strukturen davon unbeeinflusst (Graf et al. 2004). Wie auch in den

vorliegenden Untersuchungen hatten Pulsationsartefakte keinerlei Auswirkungen auf die untersuchten Strukturen. Bei Platzierung der ROIs wurden vor allem im Hirnstammbereich Gebiete ausgesucht, die nicht von Pulsationsartefakten betroffen waren. Im Bereich des Kleinhirnbrückenwinkels bis zum Eintritt in den inneren Gehörgang zeigen sich auch häufig die A. cerebelli inferior anterior (AICA) oder A. cerebelli inferior posterior (PICA) (Mitsuoka et al. 1999). Vielfach verlaufen kleinere Gefäßschlingen direkt innerhalb des inneren Gehörganges (Casselman et al. 1993, Kakizawa et al. 2008). Ungeachtet dessen sind keine Pulsationsartefakte in den aufgenommen Datensätzen daraus hervorgegangen, die eine relevante Einschränkung auf die Auswertung zur Folge hatten.

Eine weitere Artefaktform stellen die Trunkationsartefakte (Ringing- oder Gibbs-Artefakte) dar. Sie treten als parallele, alternierend dunkle und helle Streifen in Gewebegrenzflächen mit unterschiedlichen Signalintensitäten auf. Trunkationsartefakte sind leicht zu identifizieren, da sie in gleichen Abständen und gleicher Breite auftreten. Typischerweise treten diese Artefakte mit zunehmender Feldstärke vermehrt auf (Bernstein et al. 2006). Durch eine Erhöhung der räumlichen Auflösung oder durch die Wahl eines kleineren Bildbereiches können sie jedoch vermindert werden (Weishaupt et al. 2009).

Die Erhöhung der Feldstärke auf 3T hat wesentliche Auswirkungen auf die Artefaktbildung. In erster Linie sind hierbei die Suszeptibilitätsartefakte zu nennen. Diese treten an der Grenze verschiedener Gewebearten mit unterschiedlicher magnetischer Suszeptibilität auf, welche zu Magnetfeldveränderungen führen und somit zu Bildverzerrungen. Suszeptibilitätsartefakte sind von großer Bedeutung bei Untersuchungen der Felsenbeinregion, da eine Vielzahl von Grenzflächen gegeben sind wie bspw. durch den Schädelknochen, Luft und weitere Gewebearten (Oehler et al. 1995, Abduljalil und Robitaille 1999). Suszeptibilitätsartefakte können bei jeder Pulssequenz auftreten. SE-Sequenzen können jedoch durch ihren 180°-Refokussierungspuls T2*-Effekte ausgleichen und sind so für statische Magnetfeld-Inhomogenitäten unempfindlicher. GRE-Sequenzen sind deutlich anfälliger in Bezug auf diese Artefakte (Goldmann et al. 1992, Abduljalil et al. 1999). Das Problem der ausgeprägten Anfälligkeit für Suszeptibilitätsartefakte kann zum einen durch die Verwendung dünnerer Schichten und zum anderen durch eine Erhöhung der sog. Auslesebandbreite gemildert werden. Eine weitere Möglichkeit zur Reduktion von Suszeptibilitätsartefakten bietet die parallele Bildgebung. Gleichfalls kann der Einsatz leistungsfähigerer Shimsysteme, Feldkorrekturen höherer Ordnung ermöglichen. Zusätzlich kann durch eine verbesserte

Shimroutine diese Form der Artefaktbildung verringert werden (Lanfermann et al. 2006, Dietrich et al. 2008). Ein Großteil dieser Maßnahmen wurde in der vorliegenden Arbeit beachtet und die Sequenzen weitestgehend optimiert. So wurde trotz Erhöhung der Feldstärke die Beurteilbarkeit der untersuchten Strukturen nicht durch Suszeptibilitätsartefakte eingeschränkt. Im Allgemeinen muss das Auftreten von Artefakten stärker bei der 3T Bildgebung als bei der 1,5T Bildgebung (z.B. in der klinischen Routine) berücksichtigt werden. Diese Artefakte werden entweder durch physikalische Limitationen aufgrund höherer Feldstärke verursacht oder durch identische Übernahme von 1,5T Protokollen, die nicht vollständig auf die höhere Feldstärke optimiert wurden. Die Mehrheit dieser Artefakte kann jedoch durch geringe Modifikationen der Pulssequenzen oder durch neue Techniken wie parallele Bildgebung abgeschwächt oder vermieden werden. Somit kann ein Artefakt-Niveau geschaffen werden, welches vergleichbar der 1,5T Anwendungen ist (Dietrich et al. 2008). Somit ist die 3T Bildgebung entsprechend ihrer höheren Bildqualität durchaus für die klinische Routine geeignet.

6.8 Limitationen der vorliegenden Arbeit

Im Folgenden muss auf einige Einschränkungen dieser Studie hingewiesen werden, die wiederum einige Ansatzpunkte für Verbesserungen in Folgeuntersuchungen bieten.

Obwohl in der vorliegenden Studie eine ausreichende Anzahl von MR-Untersuchungen durchgeführt wurde und daraus statistisch relevante Ergebnisse resultierten, könnte eine größere Anzahl von Untersuchungen zum einen die entstandenen Aussagen untermauern und zum anderen Ergebnisse, die bereits eine gewisse statistische Tendenz aufwiesen, durch weitere Untersuchungen statistisch bestätigen. Dies betrifft zum Beispiel die SNR-Ergebnisse im Bereich des GG innerhalb der T2-Wichtung, die mit einem p-Wert von 0,012 keine statistisch signifikante Überlegenheit der 3T Kopfspule gegenüber der 3T Oberflächenspule nachweisen konnte. Ebenso ergab die Gegenüberstellung der 3T Oberflächenspule und die 1,5T Kopfspule in der T1-Wichtung für den Hirnstammbereich bei einem p-Wert von 0,008 keine statistisch signifikante Aussage. Bei Vergrößerung der Untersuchungszahl könnten diese Tendenzen statistisch noch bestätigt werden.

Die Auswertung der Abgrenzbarkeit der anatomischen Punkte des N. intermediofacialis erfolgte rein visuell und ist somit immer möglichen Fehlerquellen unterworfen. Beispielsweise könnte es aufgrund inoptimaler Einstellungen der MPR oder der Helligkeit zu

einer erschwerten Differenzierbarkeit der nervalen Strukturen gekommen sein. Zudem wurden die MRT-Bilder im Konsensusverfahren bewertet. Die Beurteilung der Strukturen erfolgte durch zwei erfahrene Radiologen mit langjähriger Befundungserfahrung im Bereich der Felsenbeinbildgebung. Bei unterschiedlichen Antwortmöglichkeiten wurde sich jeweils besprochen und eine Einigung erzielt. Maßgeblichen Einfluss auf die Identifizierbarkeit der Strukturen hatte in jedem Fall der Erfahrungsgrad des beurteilenden Radiologen, der in Bezug auf diese Studie als hoch einzustufen war. Bei einer vergleichbaren Untersuchung durch ein größeres Kollektiv von Radiologen mit unterschiedlicher Berufserfahrung könnte die Darstellbarkeit der anatomischen Strukturen durchaus schlechter bewertet werden.

Eine weitere Fehlerquelle stellt auch die Platzierung der ROIs dar. Die ROIs wurden manuell platziert. Vor jeder endgültigen Positionierung wurden drei Testplatzierungen vorgenommen, um die optimale Stelle zu eruieren. Ebenso wurde auf mögliche Artefakte wie zum Beispiel Flussartefakte der A. carotis interna Rücksicht genommen.

Die verwendete Schichtdicke von 0,6 mm am 3T und 0,8 mm am 1,5T stellt ein Limit in der räumlichen Auflösung von kleinsten nervalen Strukturen dar. Anatomische Punkte unter 0,6 mm, die zwischen zwei Schichten lokalisiert sind, lassen sich unter Umständen nicht bzw. nicht optimal abbilden und können sich somit dem Nachweis entziehen. Im Allgemeinen können die Variationsmöglichkeiten zahlreicher mess- und aufnahmetechnischer Faktoren wie auch die Nachbearbeitung anhand MPR die Darstellungsmöglichkeiten beeinflussen. Die Ergebnisse dieser Arbeit sind möglicherweise an anderen Geräten nicht in gleicher Weise reproduzierbar, da die Messprotokolle meist nicht identisch auf andere Geräte übertragbar sind.

Mit Anwendung der Oberflächenspule haben sich weitere Kritikpunkte ergeben. Die Messergebnisse sind hier von verschiedenen Einflussfaktoren abhängig. Bei relativ großen subkutanem Fettanteil im Kopfbereich ergeben sich weitere Einschränkungen (Schmalbrock et al. 1995). Das Fett hat eine Art Pufferwirkung und schwächt das Signal ab. Die verminderte Eindringtiefe, die grundsätzlich bei Verwendung der Oberflächenspule gegeben ist, wird somit noch verstärkt. Dies erfordert eine überaus genaue Positionierung der Oberflächenspule und unter Umständen eine Selektion des Probanden- bzw. Patientenkollektivs.

Bei Erhebung der SNR-Werte muss beachtet werden, dass dennoch unterschiedliche Systemvoraussetzungen innerhalb der Versuchsanordnungen gegeben sind, wie

unterschiedliche Feldstärken, Spulenelemente, Scanparameter und insbesondere unterschiedliche Schichtdicke der isotropen Voxel. Auf der einen Seite sollte innerhalb dieser Studie der Einfluss einiger dieser Faktoren untersucht werden. Andererseits bieten diese Unterschiede ebenso Gründe für einen etwas eingeschränkten Vergleich.

Ein weiterer Aspekt muss ebenso Erwähnung finden. Die wichtigsten in dieser Arbeit aufgeführten Vergleichsstudien, die die Darstellbarkeit des N. intermediofacialis und seiner Abgänge untersuchten, sind bis zu 15 Jahre alt und somit nicht aktuell. Seit der Arbeit von Jäger und Kollegen (Jäger et al. 1994, Jäger und Reiser 2001) haben sich bis dato in der Facialisbildung keine wesentlichen Neuerungen ergeben. Erst mit dieser Studie war es durch die Anwendung neuerer Techniken wie einer höheren Feldstärke, anderer Sequenzmodalitäten und verbesserten Spulensysteme möglich, Fortschritte zu erreichen.

7. Schlussfolgerung und Ausblick

Die Darstellung der Felsenbeinregion und im Speziellen die Abgrenzbarkeit des N. facialis in der MR-Bildgebung ist bisher in vielen Studien beschrieben worden. Einige vorangegangene Arbeiten haben schon früher erfolgreich alle Abschnitte des N. facialis dargestellt. Dabei konzentrierte sich aber die Mehrheit der Studien im Wesentlichen auf die weitere Darstellung der Innenohranatomie. Eine detaillierte Abgrenzbarkeit des N. facialis und seiner Abgänge war jedoch nur unzureichend möglich.

Die vorliegende Arbeit ermöglichte durch Sequenzmodifikation und weitere technische Neuerungen die Darstellung aller intrakranieller Abgänge des N. intermediofacialis und seiner wichtigsten Anastomosen wie auch einzelner extrakranieller Nervenäste. Der Verlauf des Hauptstammes des N. intermediofacialis konnte erfolgreich innerhalb jeder Versuchsanordnungen dargestellt werden. Es zeigte sich auch, dass die detailgenaueren Aufnahmen durch die 3T Kopfspule in der T1-Sequenz ermöglicht wurden. Es konnten erstmals kleinste anatomische Abgänge wie der N. petrosus minor, N. stapedius und die Chorda tympani reproduzierbar dargestellt werden. Deren signifikant bessere Abgrenzbarkeit mittels 3T MRT im Vergleich zur 1,5T Bildgebung wurde in dieser Studie belegt.

Anhand der SNR-Werte wurde die Bildqualität bezogen auf die Feldstärken und Spulensysteme untersucht. Hierbei ergab sich ein signifikanter Anstieg der SNR-Werte mit Erhöhung der Feldstärke bei gleichzeitigem Ausbleiben des befürchteten Anstieges störender Suszeptibilitätsartefakte. Gleichmaßen konnte die Überlegenheit der 3T Kopfspule im

Vergleich zur 3T Oberflächenspule in der Mehrheit der Versuchsanordnungen bewiesen werden.

MR-Untersuchungen werden bisher nicht standardmäßig für die Diagnosesicherung, topographische Abklärung und Ursachenfindung von Erkrankungen des Facialis wie der Facialislähmung eingesetzt. Dennoch sollte die Beurteilung der Hirnnerven bei diffizilen Fragestellungen mittels MRT erfolgen. Besonders die 3T Bildgebung ermöglicht die präzise Beantwortung hochspezifischer neurologischer und HNO-ärztlicher Fragestellungen.

In der vorliegenden Arbeit bildete die Darstellung der nervalen Strukturen des N. intermediofacialis einen Schwerpunkt der Untersuchungen. Die Auswertung unserer Ergebnisse hat den Zugewinn an Präzision durch die 3T Bildgebung bewiesen (Burmeister et al. 2009) und war Grundstein für Folgestudien. Anschließende Versuchsreihen entwickelten darauf aufbauend weitere Sequenzmodalitäten erfolgreich weiter. In weiteren Studien konnte der N. intermedius isoliert vom N. facialis und N. vestibulocochlearis dargestellt werden (Burmeister et al. 2011) (Abb. 27).

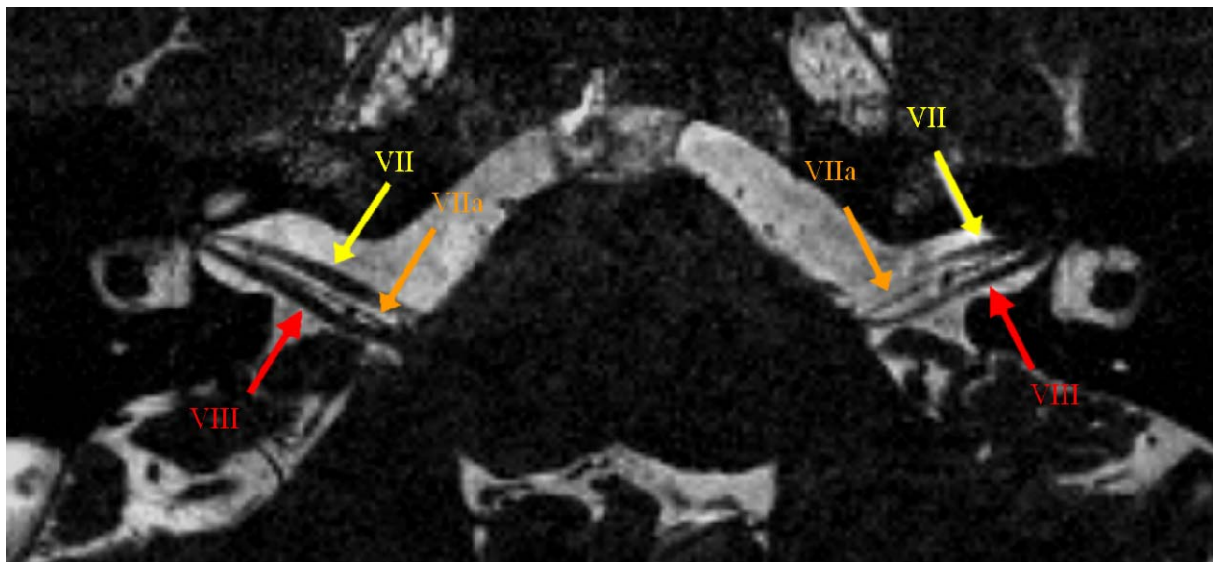


Abb. 27:

Darstellung des Kleinhirnbrückenwinkels durch die 3T Kopfspule anhand einer paraaxialen CISS-Sequenz nach (Burmeister et al. 2011)

gelber Pfeil: VII Hirnnerv, orangener Pfeil: N. intermedius und roter Pfeil: VIII Hirnnerv

8. Literaturverzeichnis:

- Abduljalil AM, Robitaille PM. 1999. Macroscopic susceptibility in ultra high field MRI. *J Comput Assist Tomogr*, 23 (6):832-841.
- Abduljalil AM, Kangarlu A, Yu Y, Robitaille PM. 1999. Macroscopic susceptibility in ultra high field MRI. II: acquisition of spin echo images from the human head. *J Comput Assist Tomogr*, 23 (6):842-844.
- Alaani A, Hogg R, Saravanappa N, Irving RM. 2005. An analysis of diagnostic delay in unilateral facial paralysis. *J Laryngol Otol*, 119 (3):184-188.
- Arnold B, Jager L, Grevers G. 1996. Visualization of inner ear structures by three-dimensional high-resolution magnetic resonance imaging. *Am J Otol*, 17 (3):480-485.
- Bartsch C, Wagner A, Mieke B, Kowalewski R. 1991. [The emergence of the chorda tympani from the tympanic cavity and its course until its entry into the lingual nerve]. *Anat Anz*, 173 (4):243-246.
- Baudendistel KT, Heverhagen JT, Knopp MV. 2004. [Clinical MR at 3 Tesla: current status]. *Radiologe*, 44 (1):11-18.
- Bauknecht H-C, Klingebiel R. 2005. Current Imaging of the Petrous Bone: CT vs. MRI. *Radiologie up2date*, 5 (2):165-184.
- Berghaus A. 1996. Nervus facialis. In: Berghaus, A. Pirsig, W. Bartel-Friedrich, S. Hrsg. Hals-Nasen-Ohren-Heilkunde. Aufl.: erste. Stuttgart: Thieme, Hippokrates Verlag, 212-224.
- Bernstein MA, Huston J, Ward HA. 2006. Imaging artifacts at 3.0T. *J Magn Reson Imaging*, 24 (4):735-746.
- Birkmann C, Bamborschke S, Halber M, Haupt WF. 2001. Bell's palsy: electrodiagnostics are not indicative of cerebrospinal fluid abnormalities. *Ann Otol Rhinol Laryngol*, 110 (6):581-584.
- Bisdas S, Claassen H, Guntinas-Lichius O, Jungehülsing M, Laskawi R, Paulsen F, Riemann R, Ußmüller J, Vogl TJ. 2009. N. facialis. In: Reiß, M. Hrsg. Facharztwissen HNO-Heilkunde Differenzierte Diagnostik und Therapie. Aufl.:erste. Heidelberg: Springer-Verlag, 299-318.
- Borges A. 2005. Trigeminal neuralgia and facial nerve paralysis. *Eur Radiol*, 15 (3):511-533.
- Borges A, Casselman J. 2007. Imaging the cranial nerves: Part I: methodology, infectious and inflammatory, traumatic and congenital lesions. *Eur Radiol*, 17 (8):2112-2125.
- Bottomley PA, Foster TH, Argersinger RE, Pfeifer LM. 1984. A review of normal tissue hydrogen NMR relaxation times and relaxation mechanisms from 1-100 MHz: dependence on tissue type, NMR frequency, temperature, species, excision, and age. *Med Phys*, 11 (4):425-448.
- Brix G, Schulz O, Griebel J. 2002. [Restriction of high-frequency exposure of patients in MR examinations]. *Radiologe*, 42 (1):51-59.
- Burmeister HP, Baltzer PAT, Klingner CM, Pantel M, Kaiser WA. 2010. [CT and MR imaging of the facial nerve]. *HNO*, 58 (5):433-442.
- Burmeister HP, Baltzer PAT, Dietzel M, Krumbein I, Bitter T, Schrott-Fischer A, Guntinas-Lichius O, Kaiser WA. 2011. Identification of the Nervus intermedius Using 3 Tesla MRI. *AJNR Am J Neuroradiol*, in press (scheduled for publication March 2011)
- Burmeister HP, Hause F, Baltzer PAT, Schmidt P, Volk GF, Guntinas-Lichius O, Sedlacik J, Mentzel H-J, Kaiser WA. 2009. Improvement of visualization of the intermediofacial

- nerve in the temporal bone using 3T magnetic resonance imaging: part 1: the facial nerve. *J Comput Assist Tomogr*, 33 (5):782-788.
- Casselmann JW. 2002. Diagnostic imaging in clinical neuro-otology. *Curr Opin Neurol*, 15 (1):23-30.
- Casselmann JW, Bensimon JL. 1997. [Imaging of the inner ear]. *Radiologe*, 37 (12):954-963.
- Casselmann JW, Kuhweide R, Deimling M, Ampe W, Dehaene I, Meeus L. 1993. Constructive interference in steady state-3DFT MR imaging of the inner ear and cerebellopontine angle. *AJNR Am J Neuroradiol*, 14 (1):47-57.
- Chusid JG. 1978. *Funktionelle Neurologie*. Aufl.: erste. Berlin, Heidelberg, New York: Springer-Verlag, 103-106.
- Cooper MH, Archer CR, Kveton JF. 1987. Correlation of high-resolution computed tomography and gross anatomic sections of the temporal bone: Part I. The facial nerve. *Am J Otol*, 8 (5):375-384.
- Czerny C, Franz P, Imhof H. 2003. [Computed tomography and magnetic resonance tomography of the normal temporal bone]. *Radiologe*, 43 (3):200-206.
- Czerny C, Turetschek K, Duman M, Imhof H. 1997. [Imaging of the middle ear. CT and MRI]. *Radiologe*, 37 (12):945-953.
- Czerny C, Rand T, Gstöttner W, Woelfl G, Imhof H, Trattnig S. 1998. MR imaging of the inner ear and cerebellopontine angle: comparison of three-dimensional and two-dimensional sequences. *AJR Am J Roentgenol*, 170 (3):791-796.
- Dailiana T, Chakeres D, Schmalbrock P, Williams P, Aletras A. 1997. High-resolution MR of the intraparotid facial nerve and parotid duct. *AJNR Am J Neuroradiol*, 18 (1):165-172.
- Dietrich O, Reiser MF, Schoenberg SO. 2008. Artifacts in 3-T MRI: physical background and reduction strategies. *Eur J Radiol*, 65 (1):29-35.
- Disbro MA, Harnsberger HR, Osborn AG. 1985. Peripheral facial nerve dysfunction: CT evaluation. *Radiology*, 155 (3):659-663.
- Edelstein WA, Glover GH, Hardy CJ, Redington RW. 1986. The intrinsic signal-to-noise ratio in NMR imaging. *Magn Reson Med*, 3 (4):604-618.
- Elster AD. 1993. Gradient-echo MR imaging: techniques and acronyms. *Radiology*, 186 (1):1-8.
- Esslen E. 1977. The acute facial palsies: investigations on the localization and pathogenesis of meato-labyrinthine facial palsies. *Schriftenr Neurol*, 18:1-164.
- Fischbach F, Müller M, Bruhn H. 2008. Magnetic resonance imaging of the cranial nerves in the posterior fossa: a comparative study of t2-weighted spin-echo sequences at 1.5 and 3.0 tesla. *Acta Radiol*, 49 (3):358-363.
- Frayne R, Goodyear BG, Dickhoff P, Lauzon ML, Sevvick RJ. 2003. Magnetic resonance imaging at 3.0 Tesla: challenges and advantages in clinical neurological imaging. *Invest Radiol*, 38 (7):385-402.
- Gareis D, Behr VC, Breuer F, Griswold M, Jakob P. 2006. Multipurpose 4+4 Channel Array Setup for Parallel Imaging in 3D. *Proc Intl Soc Mag Reson Med*, 14:2585.
- Gareis D, Wichmann T, Lanz T, Melkus G, Horn M, Jakob PM. 2007. Mouse MRI using phased-array coils. *NMR Biomed*, 20 (3):326-334.
- Gebarski SS, Telian SA, Niparko JK. 1992. Enhancement along the normal facial nerve in the facial canal: MR imaging and anatomic correlation. *Radiology*, 183 (2):391-394.
- Glocker FX, Hopf HC. 2006. N. facialis: (VII) Fazialisparese. In: Hopf, H.C. Kömpf, D. Hrsg. *Erkrankungen der Hirnnerven*. Aufl.: erste. Stuttgart: Thieme Verlag, 133-148.
- Goldmann A, Chien D, Edelman RR. 1992. Image artifacts in fast magnetic resonance imaging. *Top Magn Reson Imaging*, 4 (3):35-45.
- Graf H, Schick F, Claussen CD, Seemann MD. 2004. MR visualization of the inner ear structures: comparison of 1.5 Tesla and 3 Tesla images. *Rofo*, 176 (1):17-20.

- Grashey R. 1928. Atlas typischer Röntgenbilder vom normalen Menschen. Aufl.:fünfte. München: Lehmanns Verlag.
- Greess H, Baum U, Romer W, Tomandl B, Bautz W. 2002. [CT and MRI of the petrous bone]. HNO, 50 (10):906-919.
- Grosheva M, Guntinas-Lichius O. 2007. Significance of electromyography to predict and evaluate facial function outcome after acute peripheral facial palsy. Eur Arch Otorhinolaryngol, 264 (12):1491-1495.
- Guntinas-Lichius O, Sittel C. 2004. [Diagnostics of diseases and the function of the facial nerve]. HNO, 52 (12):1115-1130.
- Hayes CE, Hattes N, Roemer PB. 1991. Volume imaging with MR phased arrays. Magn Reson Med, 18 (2):309-319.
- Hayes CE, Tsuruda JS, Mathis CM. 1993. Temporal lobes: surface MR coil phased-array imaging. Radiology, 189 (3):918-920.
- Heckmann JG, Heckmann SM, Lang CJ, Hummel T. 2003. Neurological aspects of taste disorders. Arch Neurol, 60 (5):667-671.
- Heidemann RM, Griswold MA, Muller M, Breuer F, Blaimer M, Kiefer B, Schmitt M, Jakob PM. 2004. [Feasibilities and limitations of high field parallel MRI]. Radiologe, 44 (1):49-55.
- Held P, Fellner C, Fellner F, Seitz J, Strutz J. 1997. MRI of inner ear anatomy using 3D MP-RAGE and 3D CISS sequences. Br J Radiol, 70 (833):465-472.
- Hennig J. 1988. Multiecho imaging sequences with low refocusing flip angles Journal of Magnetic Resonance, 78 (3):397-407.
- Hennig J, Scheffler K. 2001. Hyperechoes. Magn Reson Med, 46 (1):6-12.
- Hoult D, Lauterbur P. 1979. The sensitivity of the zeugmatographic experiment involving human samples. Journal of Magnetic Resonance 34 (2):425-433.
- Jäger L. 2005. Schnittbildgebung der Innen- und Mittelohranatomie. Cross-sectional Imaging of the Inner and Middle Ear, (1):69-80.
- Jäger L, Reiser M. 2001. CT and MR imaging of the normal and pathologic conditions of the facial nerve. Eur J Radiol, 40 (2):133-146.
- Jäger LJ, Muller-Lisse U, Reiser M, Grevers G. 1994. [High resolution magnetic resonance tomography of the temporal bone]. Laryngorhinootologie, 73 (7):385-389.
- Kakizawa Y, Abe H, Fukushima Y, Hongo K, El-Khouly H, Rhoton AL, Jr. 2007. The course of the lesser petrosal nerve on the middle cranial fossa. Neurosurgery, 61 (3 Suppl):15-23; discussion 23.
- Kakizawa Y, Seguchi T, Kodama K, Ogiwara T, Sasaki T, Goto T, Hongo K. 2008. Anatomical study of the trigeminal and facial cranial nerves with the aid of 3.0-tesla magnetic resonance imaging. J Neurosurg, 108 (3):483-490.
- Kangarlu A, Baudendistel KT, Heverhagen JT, Knopp MV. 2004. [Clinical high- and ultrahigh-field MR and its interaction with biological systems]. Radiologe, 44 (1):19-30.
- Klingebiel R, Bauknecht HC, Rogalla P, Bockmuhl U, Kaschke O, Werbs M, Lehmann R. 2001. High-resolution petrous bone imaging using multi-slice computerized tomography. Acta Otolaryngol, 121 (5):632-636.
- Kohler A, Chofflon M, Sztajzel R, Magistris MR. 1999. Cerebrospinal fluid in acute peripheral facial palsy. J Neurol, 246 (3):165-169.
- Kotterba S, Tegenthoff M, Malin JP. 1997. Perioperative lesions of the facial nerve: follow-up investigations using transcranial magnetic stimulation. Eur Arch Otorhinolaryngol, 254 (3):140-144.
- Kress B, Griesbeck F, Stippich C, Bahren W, Sartor K. 2004. [Quantitative analysis of MRI intensity in of the major petrosal nerve in patients with idiopathic facial paralysis]. Nervenarzt, 75 (2):124-127.

- Kuhl CK, Traber F, Schild HH. 2008. Whole-body high-field-strength (3.0-T) MR Imaging in Clinical Practice. Part I. Technical considerations and clinical applications. *Radiology*, 246 (3):675-696.
- Lanfermann H, Pilatus U, Preibisch C, Hattingen H, Weidauer S, Bink A. 2006. 3T in Neuroradiology - Battle between Request and Reality *Clinical Neuroradiology*, 16 (2):91-108.
- Leblanc A. 1992. *Anatomy and Imaging of the Cranial Nerves : A Neuroanatomic Method of Investigation Using Magnetic Resonance Imaging (MRI) and Computed Tomography (CT)*. Aufl.:erste. Berlin, Heidelberg, New York, London, Paris, Tokyo, Hong KONG, Barcelona, Budapest: Springer- Verlag.
- Lichy MP, Wietek BM, Mugler JP, Horger W, Menzel MI, Anastasiadis A, Siegmann K, Niemeyer T, Konigsrainer A, Kiefer B, Schick F, Claussen CD, Schlemmer H-P. 2005. Magnetic resonance imaging of the body trunk using a single-slab, 3-dimensional, T2-weighted turbo-spin-echo sequence with high sampling efficiency (SPACE) for high spatial resolution imaging: initial clinical experiences. *Invest Radiol*, 40 (12):754-760.
- Lin F-H, Chen Y-J, Belliveau JW, Wald LL. 2003. A wavelet-based approximation of surface coil sensitivity profiles for correction of image intensity inhomogeneity and parallel imaging reconstruction. *Hum Brain Mapp*, 19 (2):96-111.
- Magliulo G. 2007. Petrous bone cholesteatoma: clinical longitudinal study. *Eur Arch Otorhinolaryngol*, 264 (2):115-120.
- Matthaei D, Frahm J, Haase A, Merboldt KD, Hancic W. 1986. [FLASH-tomography. A rapid imaging procedure for magnetic resonance tomography]. *Dtsch Med Wochenschr*, 111 (23):909-914.
- May M, Schaitkin BM. 2000. *The Facial Nerve*. Aufl.:zweite. New York: Thieme.
- May M, Klein SR, Taylor FH. 1984. Indications for surgery for Bell's palsy. *Am J Otol*, 5 (6):503-512.
- Mayer E. 1930. *Otologische Röntgendiagnostik*. Aufl.:erste. Wien: Verlag von Julius Springer.
- Minnigerode B. 1970. *Röntgendiagnostik des Ohres*. Aufl.: erste. München, Berlin, Wien: Urban & Schwarzenberg.
- Mitsuoka H, Arai H, Tsunoda A, Okuda O, Sato K, Makita J. 1999. Microanatomy of the cerebellopontine angle and internal auditory canal: study with new magnetic resonance imaging technique using three-dimensional fast spin echo. *Neurosurgery*, 44 (3):561-566.
- Müller-Lisse U, Jager LJ, Brugel FJ, Grevers G, Reiser MF. 1995. [The facial nerve in the petrous bone in thin-layer paratransverse and sagittal magnetic-resonance-tomographic T1-spin-echo and FLASH images]. *Rofo*, 162 (3):209-215.
- Murakami JW, Hayes CE, Weinberger E. 1996. Intensity correction of phased-array surface coil images. *Magn Reson Med*, 35 (4):585-590.
- Nayak S. 2001. Segmental anatomy of the temporal bone. *Semin Ultrasound CT MR*, 22 (3):184-218.
- Neuhuber W. 2004. Hirnnerven (nervi craniales). In: Drenckhahn, D. Hrsg. *Anatomie, Makroskopische Anatomie, Histologie, Embryologie, Zellbiologie*, Band 2. Aufl.:16te. München: Elsevier, Urban & Fischer-Verlag, 557-560.
- Nitz WR, Runge VM, Schmeets SH, Faulkner WH, Desai NKH. 2007. *Praxiskurs MRT: Anleitung zur MRT Physik über klinische Bildbeispiele* Aufl.:erste. Stuttgart: Thieme Verlag.
- Oehler MC, Schmalbrock P, Chakeres D, Kurucay S. 1995. Magnetic susceptibility artifacts on high-resolution MR of the temporal bone. *AJNR Am J Neuroradiol*, 16 (5):1135-1143.

- Oh C-S, Chung I-H, Lee K-S, Tanaka S. 2003. Morphological study on the rootlets comprising the root of the intermediate nerve. *Anat Sci Int*, 78 (2):111-113.
- Ozdogmus O, Sezen O, Kubilay U, Saka E, Duman U, San T, Cavdar S. 2004. Connections between the facial, vestibular and cochlear nerve bundles within the internal auditory canal. *J Anat*, 205 (1):65-75.
- Pooley RA. 2005. AAPM/RSNA physics tutorial for residents: fundamental physics of MR imaging. *Radiographics*, 25 (4):1087-1099.
- Radeleff B, Schneider B, Stegen P, Kauffmann GW. 2006. *Gerätekunde Magnetresonanztomographie*. In: Kauffmann, G.W. Moser, E. Sauer, R. Hrsg. Radiologie. Aufl.:dritte. München, Jena: Elsevier, Urban & Fischer Verlag, 115-131.
- Rhoton AL. 2000a. The cerebellopontine angle and posterior fossa cranial nerves by the retrosigmoid approach. *Neurosurgery*, 47 (3 Suppl):93-9129.
- Rhoton AL, Kobayashi S, Hollinshead WH. 1968. Nervus intermedius. *J Neurosurg*, 29 (6):609-618.
- Rhoton AL, Jr. 2000b. The temporal bone and transtemporal approaches. *Neurosurgery*, 47 (3 Suppl):S211-265.
- Roemer PB, Edelstein WA, Hayes CE, Souza SP, Mueller OM. 1990. The NMR phased array. *Magn Reson Med*, 16 (2):192-225.
- Roob G, Fazekas F, Hartung HP. 1999. Peripheral facial palsy: etiology, diagnosis and treatment. *Eur Neurol*, 41 (1):3-9.
- Rösler KM, Hess CW, Schmid UD. 1989. Investigation of facial motor pathways by electrical and magnetic stimulation: sites and mechanisms of excitation. *J Neurol Neurosurg Psychiatry*, 52 (10):1149-1156.
- Rösler KM, Magistris MR, Glocker FX, Kohler A, Deuschl G, Hess CW. 1995. Electrophysiological characteristics of lesions in facial palsies of different etiologies. A study using electrical and magnetic stimulation techniques. *Electroencephalogr Clin Neurophysiol*, 97 (6):355-368.
- Sartoretti-Schefer S, Scherler M, Wichmann W, Valavanis A. 1997. Contrast-enhanced MR of the facial nerve in patients with posttraumatic peripheral facial nerve palsy. *AJNR Am J Neuroradiol*, 18 (6):1115-1125.
- Schick F. 2005a. Whole-body MRI at high field: technical limits and clinical potential. *Eur Radiol*, 15 (5):946-959.
- Schick F. 2005b. [The bases of magnetic resonance tomography]. *Radiologe*, 45 (1):69-86.
- Schiebler THH. 2005. *Anatomie*. Aufl.:neunte. Berlin, Heidelberg, New York: Springer-Verlag, 460-469.
- Schmalbrock P, Pruski J, Sun L, Rao A, Monroe JW. 1995. Phased array RF coils for high-resolution MRI of the inner ear and brain stem. *J Comput Assist Tomogr*, 19 (1):8-14.
- Schmitt F, Grosu D, Mohr C, Purdy D, Salem K, Scott KT, Stoeckel B. 2004. [3 Tesla MRI: successful results with higher field strengths]. *Radiologe*, 44 (1):31-47.
- Schmitz BL, Aschoff AJ, Hoffmann MHK, Gron G. 2005. Advantages and pitfalls in 3T MR brain imaging: a pictorial review. *AJNR Am J Neuroradiol*, 26 (9):2229-2237.
- Sreenivas M, Lowry M, Gibbs P, Pickles M, Turnbull LW. 2007. A simple solution for reducing artefacts due to conductive and dielectric effects in clinical magnetic resonance imaging at 3T. *Eur J Radiol*, 62 (1):143-146.
- Teresi L, Lufkin R, Wortham D, Flannigan B, Reicher M, Halbach V, Bentson J, Wilson G, Ward P, Hanafey W. 1987. MR imaging of the intratemporal facial nerve by using surface coils. *AJR Am J Roentgenol*, 148 (3):589-594.
- Tschabitscher M, Hocker K. 1991. [The intermediary nerve at its entry and exist site in the brain stem]. *Neurochirurgia (Stuttg)*, 34 (3):73-75.

- Tubbs RS, Menendez J, Loukas M, Shoja MM, Shokouhi G, Salter EG, Cohen-Gadol A. 2009. The petrosal nerves: anatomy, pathology, and surgical considerations. *Clin Anat*, 22 (5):537-544.
- van de Graaf RC, Nicolai J-PA. 2005. Bell's palsy before Bell: Cornelis Stalpart van der Wiel's observation of Bell's palsy in 1683. *Otol Neurotol*, 26 (6):1235-1238.
- Vogl T, Mack M. 2002. Mittlere Schädelbasis und Felsenbein. In: Vogl, TJ Hrsg. *Handbuch diagnostische Radiologie Kopf- Hals*. Aufl.:erste. Berlin, Heidelberg, New York: Springer-Verlag.
- Wald LL, Carvajal L, Moyher SE, Nelson SJ, Grant PE, Barkovich AJ, Vigneron DB. 1995. Phased array detectors and an automated intensity-correction algorithm for high-resolution MR imaging of the human brain. *Magn Reson Med*, 34 (3):433-439.
- Weigel M, Hennig J. 2008. Development and optimization of T2 weighted methods with reduced RF power deposition (Hyperecho-TSE) for magnetic resonance imaging. *Z Med Phys*, 18 (3):151-161.
- Weishaupt D, Köchli VD, Marincek B. 2009. *Wie funktioniert MRI? Eine Einführung in die Physik und Funktionsweise der Magnetresonanzbildgebung*. Aufl.:sechste. Heidelberg: Springer Medizin Verlag
- Welker KM, Tsuruda JS, Hadley JR, Hayes CE. 2001. Radio-frequency coil selection for MR imaging of the brain and skull base. *Radiology*, 221 (1):11-25.
- Wolf SR. 1998. [Idiopathic facial paralysis]. *HNO*, 46 (9):786-798.

Danksagung

An erster Stelle möchte ich Herrn Prof. Dr. med. H.-J. Mentzel, Leiter der Sektion Kinderradiologie, Institut für Diagnostische und Interventionelle Radiologie I des Universitätsklinikums Jena, für die Überlassung des Dissertationsthemas und für seine Unterstützung bei der Durchführung der Arbeit danken. Ich durfte ihn jederzeit mit Fragen und Anliegen behelligen und konnte auf seine geduldige Betreuung, die wiederholte Durchsicht meiner Arbeit und seine konstruktive Kritik zählen.

Herrn Prof. Dr. med. Dipl.- Chem. W. A. Kaiser, Direktor des Instituts für Diagnostische und Interventionelle Radiologie des Universitätsklinikums Jena danke ich für die Erlaubnis, diese Arbeit in seiner Abteilung durchführen zu dürfen.

Mein Dank gilt außerdem Herrn Dr. med. H. P. Burmeister, für die stete Unterstützung, seine Ratschläge und gute Betreuung, die mir bei der Durchführung der Untersuchungen von besonderer Hilfe waren. Sein persönliches Engagement ermöglichte zum großen Teil die Durchführung dieser Studie. Er weckte in mir Neugier und Begeisterung für die Radiologie und wies mir so den Weg für mein zukünftiges Arbeitsleben. Dafür danke ich besonders, denn eine Unterstützung in dieser Art und Weise ist nicht selbstverständlich.

Neben allen anderen Ärzten und MTRAs sei insbesondere Ines Krumbein gedankt, die mir mit menschlicher und fachlicher Unterstützung während der Datenerfassung und Manuskripterstellung hilfreich zur Seite stand. Ferner möchte ich Herrn Dr. med. P. A. T. Baltzer für die Beratung und Hilfe bei der statistischen Auswertung danken.

Auch den Mitgliedern und Leitern aller anderen Arbeits- und Projektgruppen in der Abteilung Medizinische Physik in der Radiologie Jena spreche ich meinen Dank aus.

Ich danke auch denjenigen, die beim Korrekturlesen ihren kritischen Blick auf die Arbeit geworfen haben: Evelyn Hause und Dietmar Anker.

Nicht zuletzt möchte ich an dieser Stelle meinen lieben Eltern und Großeltern danken. Sie machten es möglich, dass mein Wunsch, das Studium der Medizin aufzunehmen, in Erfüllung ging. Ihre stetige Unterstützung und Bestätigung meiner Ziele wird mich immer vorantreiben.

Lebenslauf

Name: Hause, Franziska

Geburtstag: 09.03.1983

Geburtsort: Hohenmölsen

Familienstand: ledig

1989 - 1993 Besuch der Grundschule Langendorf

1993 - 2002 Besuch des Goethe-Gymnasiums in Weißenfels

2002 Abschluss: Abitur

2003 - 2005 Vorklinisches Studium der Humanmedizin an der
Georg-August-Universität Göttingen

2005 Ärztliche Vorprüfung

2005 - 2008 Klinisches Studium der Humanmedizin an der
Friedrich-Schiller-Universität Jena

2008 - 2009 Praktisches Jahr

2009 Ärztliche Prüfung

Ehrenwörtliche Erklärung

Hiermit erkläre ich, dass mir die Promotionsordnung der Medizinischen Fakultät der Friedrich-Schiller-Universität bekannt ist,

ich die Dissertation selbst angefertigt habe und alle von mir benutzten Hilfsmittel, persönlichen Mitteilungen und Quellen in meiner Arbeit angegeben sind,

mich folgende Personen bei der Auswahl und Auswertung des Materials sowie bei der Herstellung des Manuskripts unterstützt haben: Prof. Dr. med. H. J. Mentzel, Dr. med. H. P. Burmeister,

die Hilfe eines Promotionsberaters nicht in Anspruch genommen wurde und das Dritte weder unmittelbar noch mittelbar geldwerte Leistungen von mir für die Arbeit erhalten haben, die im Zusammenhang mit dem Inhalt der vorgelegten Dissertation stehen,

dass ich die Dissertation noch nicht als Prüfungsarbeit für eine staatliche oder andere wissenschaftliche Prüfung eingereicht habe und

dass ich die gleiche, eine in wesentlichen Teilen ähnliche oder eine andere Abhandlung nicht bei einer anderen Hochschule als Dissertation eingereicht habe.

Ort, Datum

Unterschrift des Verfassers